

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví
Studijní obor: Zdravotnická technika a informatika (NMZTI)



**VLIV ENERGETICKÉHO ROZLOŽENÍ SPEKTRA
RADIONUKLIDŮ NA ČASOVOU ROZLIŠOVACÍ
SCHOPNOST SCINTILAČNÍCH SPEKTROMETRŮ**

**Effect of energy distribution spectrum of radionuclides on pulse resolving time of
scintillation spectrometers**

(diplomová práce)

Autor práce:
Bc. Ladislava Chromá

Vedoucí práce:
RNDr. Olga Nováková, CSc.

Praha 2010

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby tato závěrečná práce byla archivována v Ústavu vědeckých informací 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze a zde užívána ke studijním účelům. Za předpokladu, že každý, kdo tuto práci použije pro svou přednáškovou nebo publikační aktivitu, se zavazuje, že bude tento zdroj informací řádně citovat.

Souhlasím se zpřístupněním elektronické verze mé práce v Digitálním repozitáři Univerzity Karlovy v Praze (<http://repozitar.cuni.cz>). Práce je zpřístupněna pouze v rámci Univerzity Karlovy v Praze

Souhlasím – Nesouhlasím*

V Praze, 12. května 2010

Jméno – Příjmení (hůlkovým písmem)

Podpis

* Nehodící se škrtnete

Poděkování

Magisterskou práci jsem vypracovala pod odborným vedením RNDr. Olgy Novákové, CSc., které bych chtěla poděkovat za mimořádnou ochotu, trpělivost, cenné připomínky, rady a především čas, jenž mně věnovala při konzultacích nad měřením a způsobem vyhodnocení experimentálních výsledků. Dále děkuji Ing. Daniele Kotalové a Bc. Věře Šírové za ochotné vysvětlení měřících postupů na jednotlivých přístrojích.

OBSAH

Souhrn.....	5
Abstract.....	5
<i>TEORETICKÁ ČÁST</i>	6
1. ÚVOD.....	6
1.1 Nukleární medicína.....	6
1.2 Radionuklidy.....	7
1.3 Radiofarmaka.....	9
1.4 Scintilační spektrometrické soupravy (zařízení).....	11
1.4.1 Scintilační detektory	12
1.4.2 Scintilační kamery	18
1.5 Přístrojová technika	19
1.5.1 Základní parametry detekčních souprav (zařízení).....	25
1.6 Časová rozlišovací schopnost	29
1.6.1 Ztráty.....	31
1.6.2 Superpozice impulsů (pile-up effect).....	33
<i>EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST</i>	34
2. METODIKA A POSTUP PŘI VYHODNOCENÍ.....	34
2.1 Zvolená metodika měření	34
2.2 Postup při měření	36
3. VÝSLEDKY MĚŘENÍ A DISKUZE.....	38
3.1 Výsledky měření	38
3.2 Diskuze výsledků měření.....	40
4. ZÁVĚR	42
5. PŘÍLOHY	44
6. LITERATURA	58

Souhrn

Při absolutním i relativním měření aktivity radiofarmak je třeba testovat scintilační spektrometry, do jakých hodnot aktivit měří správné hodnoty pro radiofarmaka používané v nukleární medicíně. Časová rozlišovací schopnost může značně zkreslit měřené aktivity.

Cílem magisterské práce ve srovnání s výsledky mé bakalářské práce [17] je rozšíření určení limitních hodnot aktivit (četností impulsů) radiofarmak v závislosti na energii gama záření (výšce impulsu) pro další dosud nesledovaná a neměřená radiofarmaka ^{131}I (jód) a ^{51}Cr (chróm). Dále pak výpočet velikosti zkreslení aktivity (četností impulsů) v závislosti na energii záření a typu elektronických obvodů spektrometrů – JKA 300 a JKA 1102.

Klíčová slova: časová rozlišovací schopnost, scintilační spektrometry, scintilační dosvit, ztráty

Abstract

Every radiation counting system exhibits a characteristic pulse resolving time (dead time) that is related to the time required to individual detected events. In case that a second pulse occurs before the first has disappeared the two pulses will form a single distorted pulse. Because of dead time losses, the measured counting rate (cps) is less than the true (theoretical) counting rate. Pulse resolving time can considerably change the relationship in case of measuring small and high activities.

According to experimental results in my work dead time losses are dependant on the scintillators type, time constant of pulse amplifier and energy of radionuclides. There are given counting rate limits for three radionuclides – $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{51}Cr and ^{131}I and two scintillation spectrometers - JKA 300 and JKA1102.

Key words: pulse resolving time, scintillation spectrometers, decay time, losses

TEORETICKÁ ČÁST

1. ÚVOD

1.1 Nukleární medicína

Nukleární medicína je obor zabývající se diagnostikou a léčbou pomocí otevřených radioaktivních zářičů aplikovaných do vnitřního prostředí organismu. Převážnou část jeho současné náplně tvoří zobrazovací diagnostika, v menší míře laboratorní diagnostika a léčba. [2]

Nukleární medicína má své počátky ve světě ve čtyřicátých letech dvacátého století, v Česku v padesátých letech dvacátého století. K jejímu rozvoji nesmírně přispělo jak objevení mnoha umělých radionuklidů, tak i poznatky jaderné fyziky a technické objevy. Prudký rozvoj oboru závisel také na vypracování postupů přípravy značených látek použitelných v humánní medicíně - radiofarmak. Úkolem nukleární medicíny je využití otevřených radioaktivních zářičů zejména v diagnostice, ale také v terapii a v lékařském výzkumu. Důležitým rysem nukleární medicíny jako diagnostické metody je její neinvazivní charakter a vysoká citlivost. [1]

Zobrazovací metoda, kterou nukleární medicína využívá, se nazývá *scintigrafie* (podle scintilačního detektoru tvořícího základ klasické scintilační kamery) nebo *gamagrafie* (podle záření gama emitovaného radionuklidy používanými v radiodiagnostice).

Metody nukleární medicíny jsou založeny na tzv. *indikátorovém* nebo *stopovacím principu*, který objevil maďarský chemik G. Hevesy v roce 1913 (Nobelova cena za chemii r. 1943). Jeho podstatou je shodné chemické chování izotopů: radioaktivní izotopy reagují chemicky stejně jako stabilní izotopy téhož prvku. Na rozdíl od stabilních izotopů jsou však radionuklidy „viditelné“ prostřednictvím pronikavého záření, které vzniká při radioaktivních přeměnách jejich atomových jader a je vyzařováno do okolí.

Převážná většina přístrojů v nukleární medicíně využívá principů scintilační techniky.

Základní charakteristikou scintigrafie je zobrazení funkce, nikoliv zviditelnění struktury orgánů. Lokální akumulace radiofarmaka závisí na funkčním stavu vyšetřované tkáně. Funkční scintigrafické zobrazení umožňuje zobrazit např. hypoxii, zánět, perfuzi apod. Scintigrafie je jedinou metodou, která zobrazuje pouze živou tkáň. Neživou tkáň scintigraficky zobrazit nelze.

Scintigrafické zobrazení je založeno na známé farmakokinetice radiofarmak v organismu. Distribuci radiofarmaka v cílové tkáni po určité době aplikace (statická scintigrafie) nebo v průběhu času (dynamická scintigrafie) lze pomocí scintilační kamery zobrazit a z výsledných snímků hodnotit funkci, pro kterou je použitá látka indikátorem. Při hodnocení a interpretaci je proto nezbytná znalost použitého indikátoru (radiofarmaka) a jeho základních fyzikálních, chemických a farmakokinetických charakteristik.

Nukleární medicína je závislá na složité přístrojové technice a dostupnosti radiofarmak vyráběných v cyklotronech a jaderných reaktorech. Tím se řadí k finančně náročným oborům. Současně však správné scintigrafické vyšetření může podstatně snížit náklady vynaložené na stanovení diagnózy a v souhrnu uspořit velké částky. [2]

1.2 Radionuklidy

Je všeobecně známo, že hmota se skládá z atomů. Každý atom se skládá z jádra obsahujícího kladně nabitě částice – protony a částice bez náboje – neutrony. Kolem jádra se pohybují elektrony – záporně nabitě částice. *Nuklidem* nazýváme množinu atomů, které se od sebe neliší počtem protonů a neutronů. Nuklidy, které mají stejný počet protonů v jádře, ale různý počet neutronů nazýváme *izotopy*. Každý nuklid je charakterizován *protonovým (atomovým) číslem* Z (rovným počtu protonů v jádře) a *hmotnostním číslem* A (daným součtem počtu protonů a neutronů v jádře). Obecné značení nuklidu je ${}_Z^AX$. Jádro atomu může být buď v „základním“ stavu nebo v tzv. „metastabilním“ stavu, pro který se užívá značení indexem m např. ${}^{99m}\text{Tc}$.

Izotopy mohou být stabilní nebo nestabilní, pro nestabilní se používá název *radionuklid*. [3]

Radionuklidy emitují při přeměně jádra záření alfa, beta (elektrony, pozitrony), záření gama a X-záření. Záření alfa a beta jsou částice (říkáme, že jde o korpuskulární záření). Záření gama nebo charakteristické rentgenové záření (X-záření) je elektromagnetické záření s krátkou vlnovou délkou a tedy velkou energií od jednotek kiloelektronvoltů (keV) do desítek megaelektronvoltů (MeV). Základní charakteristikou každého radionuklidu je *poločas přeměny*, který je definován jako střední doba, za kterou dojde k přeměně poloviny atomů radionuklidu. Poločas přeměny nelze ovlivnit žádnými fyzikálními či chemickými podmínkami. [3]

Je to proces náhodný, který se uskutečňuje s určitou pravděpodobností. Nejsme schopni předpovědět, které jádro se v daném okamžiku přemění. [1]

Veličina, která kvantitativně vyjadřuje množství radioaktivní látky je *aktivita*, což je počet přeměn za jednotku času. Jednotkou aktivity je s^{-1} se zvláštním názvem becquerel (Bq). V praxi se užívá větších jednotek a to 1 kBq, 1 MBq a 1GBq. Dříve se užívala jednotka curie (Ci).

$$1 \text{ Ci} = 37 \text{ GBq}$$

Aktivita klesá exponenciálně s časem.

Změny aktivity radionuklidu lze vyjádřit vztahem:

$$A_t = A_0 e^{-\lambda t} \quad (\text{jednodušeji: } A_t = A_0 (1/2)^n, \text{ kde } n = t/t_{1/2})$$

kde: A_t je aktivita radionuklidu v čase $t = t$

A_0 je aktivita radionuklidu v čase $t = 0$

e je základ přirozených logaritmů ($e = 2,7183$)

λ je přeměnová konstanta radionuklidu (s^{-1}) – charakterizuje rychlost přeměny radionuklidu a udává úbytek počtu atomů za 1 s; (čím je λ větší, tím rychleji se prvek rozpadá).

Používání radionuklidů a práce s nimi se musí řídit řadou vyhlášek Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB), z nichž nejdůležitější je vyhláška č. 307/2002 Sb. O radiační ochraně a zákon č. 18/1997 Sb. O mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů. [6]

Prováděcí předpisy k atomovému zákonu upravují podrobnosti ke způsobu radiační ochrany při práci na pracovištích, kde se vykonávají radiační činnosti. Vyhláška se nevztahuje na ozáření z přírodních zdrojů a z kosmického záření. Radionuklidovým zářičem je zdroj ionizujícího záření, jehož aktivita přesahuje určitou, ve vyhlášce definovanou hodnotu.

Typy zářičů:

- *Uzavřený* - zářič, jehož úprava zabezpečuje zkouškami ověřenou těsnost a vylučuje tak možnost, že za předvídatelných podmínek použití a opotřebování dojde k úniku radionuklidů ze zářiče.
- *Otevřený* - zářič, který není uzavřeným zářičem. [3]

Na odděleních nukleární medicíny se pracuje s otevřenými zářiči, které emitují převážně záření gama.

1.3 Radiofarmaka

Radiofarmakum je jakýkoli léčivý přípravek, který obsahuje jeden či více radionuklidů včleněných pro lékařské účely. Při manipulaci s radioaktivními látkami a při jejich přetváření na léčiva je třeba respektovat požadavky na práci se zdroji ionizujícího záření. Zvláštností radiofarmak je skutečnost, že množství radionuklidu, který tvoří nezbytnou součást radiofarmaka, se vlivem poločasu přeměny exponenciálně s časem snižuje.

Radiofarmaka obsahují radionuklid v požadované radiochemické formě. Radiofarmaky jsou radionuklidy označené jednoduché anorganické látky, různé organické molekuly, peptidy, proteiny, krevní elementy, buňky apod. Značené látky se zpracovávají do různých lékových forem k aplikaci jako injekce, plyny, roztoky

a tobolky. Radiofarmaka značená radionuklidy s delším poločasem přeměny (dny, týdny; např. ^{111}In , ^{51}Cr , ^{131}I) se vyrábějí hromadně. Většina dnes klinicky používaných radiofarmak však obsahuje radionuklidy s krátkým poločasem přeměny (hodiny, minuty, sekundy; např. $^{99\text{m}}\text{Tc}$) a vzhledem ke krátké době použitelnosti se musí připravovat přímo v nemocnicích.

Molekula radiofarmaka se skládá ze dvou složek: vlastního indikátoru vyšetřované funkce (zacílení radiofarmaka na cílové struktury, jejichž funkce chceme zobrazit) a ze signální části (signalizace, indikaci polohy molekuly indikátoru).

Indikátory používané v nukleární medicíně je třeba dobře rozlišovat od kontrastních látek používaných v radiodiagnostice. Indikátor (tracer) se aplikuje v nepatrném množství. Výsledné koncentrace ve tkáni jsou řádově nano- a piko-molární – 10^{-9} až 10^{-12} a prakticky nijak neovlivňují funkci vyšetřovaného orgánu.

Výroba radiofarmak představuje technologický proces skládající se z těchto částí:

- a) výroba a získávání radionuklidu
- b) příprava značených sloučenin
- c) úprava značené sloučeniny do lékové formy
- d) hodnocení jakosti radiofarmak

V tab. č. 1 nalezneme přehled radionuklidů nejčastěji užívaných na pracovištích nukleární medicíny.

<u>radionuklid</u>	<u>název</u>	<u>vyšetření</u>	<u>poločas přeměny</u>	<u>energie maxima píku</u>	<u>využití v medicíně (např.)</u>
^{51}Cr	chróm	GIT	27,7 dnů	320 keV	tenké střevo, detekce krvácení
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	technecium	hematologie, endokrinologie, GIT, kardiologie, nefrologie, neurologie, scintigraf. nádorů	6,02 hodin	140 keV	štítná žláza, játra, myokard, ledviny, plíce, GIT
^{111}In	indium	scintigrafie nádorů a zánětů	2,83 dnů	241 keV, 171 keV	scintigrafie nádorů, zánětů
^{131}I	jód	neurologie	8,04 dnů	364 keV, 637 keV	žilní trombózy, ca. štítné žlázy

Tab. 1: Přehled radionuklidů užívaných na pracovištích nukleární medicíny. [8]

1.4 Scintilační spektrometrické soupravy (zařízení)

Pro měření ionizujícího záření v různých oborech vědy, techniky a zdravotnictví se používá řada detektorů lišících se principem a provedením. V nukleární medicíně se nejvíce uplatňují scintilační detektory, podstatně méně již ionizační komory, Geiger-Müllerovy (GM) detektory a proporcionální detektory.

Ionizační komora v proudovém režimu je hlavní součástí měřičů aktivity (kalibrátorů) používaných pro měření aktivity při přípravě radiofarmak a před jejich aplikací pacientům. [2]

Komora má tvar válce, v jehož středu je válcový otvor – studna. Do studny se vkládá měřený vzorek (radionuklid v penicilince, injekční stříkačka).

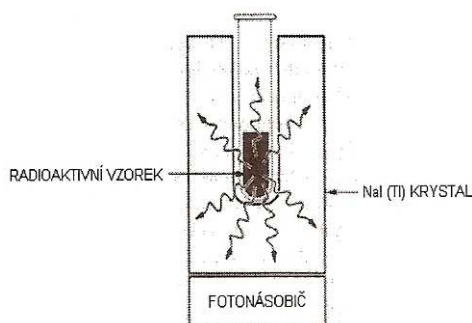
GM detektory nebo *proporcionální detektory* pro detekci záření beta i gama jsou součástí přístrojů pro ochrannou dozimetrii. GM detektor je běžnou součástí měřičů dávkového příkonu. Proporcionálním detektorem jsou zpravidla vybaveny měřiče kontaminace povrchů. Činnost výše uvedených detektorů, souhrnně nazývaných plynové detektory, je založena na tom, že působením ionizujícího záření se neutrální atomy nebo molekuly plynové náplně dělí (ionizují) na kladný ion a elektron. Nevýhodou těchto detektorů je nízká citlivost při měření záření gama emitovaného buď z těla vyšetřované osoby po aplikaci radiofarmaka nebo ze vzorků tělních tekutin (krve, moče aj.). [2]

Scintilační spektrometrické zařízení může být buď scintilační spektrometr s vhodným detektorem nebo různé typy scintilačních kamer (SPECT, PET).

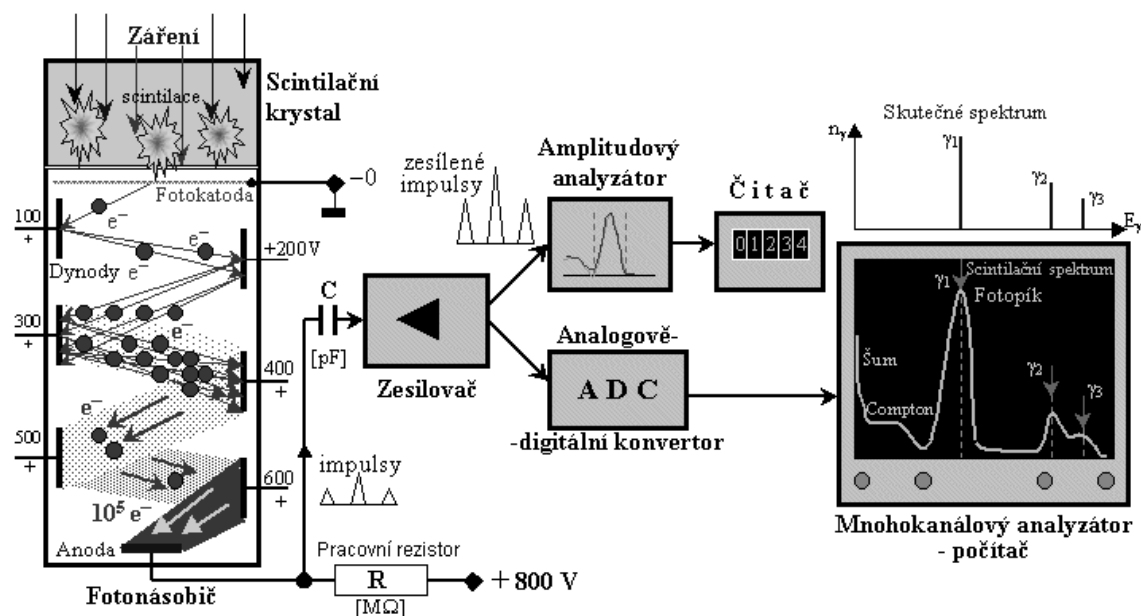
1.4.1 Scintilační detektory

Scintilační detekční zařízení vyznačující se vysokou citlivostí při měření záření gama nebo rentgenového záření jsou základem převážné většiny detekčních zařízení používaných v nukleární medicíně při vyšetření in vitro a in vivo.

Scintilační detekční zařízení se skládá ze tří částí: scintilačního detektoru, fotonásobiče a elektronické vyhodnocovací soupravy - zdroje vysokého napětí, předzesilovače, zesilovače, amplitudového analyzátoru impulsů a příslušného registračního či paměťového zařízení (viz. obr. č. 1, 2). [2], [3]



Obr. 1: Obecné schéma scintilačního studnového detektoru. [3]



Obr. 2: Schéma scintilačního detekčního zařízení.

V pravé části na obrazovce je typický tvar scintilačního spektra záření gama - ve srovnání se skutečným čárovým spektrem emitovaným radionuklidem. [12]

Ve *scintilátoru* dochází k přeměně absorbovaného ionizujícího záření gama nebo rentgenového záření ve fotony viditelného světla (procesem excitace elektronů a jejich následné deexcitace). Detekční látkou ve scintilačních krystalech používaných v nukleární medicíně jsou anorganické scintilátory, obvykle *jodid sodný aktivovaný thalliem* NaI(Tl) hermeticky uzavřený v hliníkovém obalu. NaI(Tl) dosahuje ze všech známých scintilátorů nejlepší energetické rozlišovací schopnosti pro fotonové záření. V tab. č. 2 a 3 (na str. 17) vidíme přehled nejčastěji používaných druhů scintilačních detektorů.

Interakce záření gama probíhá na základě *fotoefektu* (kvantum gama předá svou energii elektronu z vnitřní slupky elektronového obalu atomu absorbujícího prostředí; elektron vyražený z atomu ztrácí svou energii ionizací nebo excitací prostředí; uvolněné místo na vnitřní slupce elektronového obalu je obsazeno elektronem z vyšší slupky elektronového obalu za současného vyzáření charakteristického rentgenového záření;

prostředí se předá celá energie kvanta gama) nebo *Comptonova jevu* (primární kvantum gama předá část své energie elektronu z elektronového obalu a zbylou část energie nese nově vzniklé sekundární kvantum gama, které může následně ztratit svou energii fotoefektem nebo opět Comptonovým rozptylem; prostředí je předána buď celá energie kvanta gama nebo jen její část v závislosti na počtu opakovaných rozptylů, velikosti detekčního prostředí apod.). [2], [3], [11]

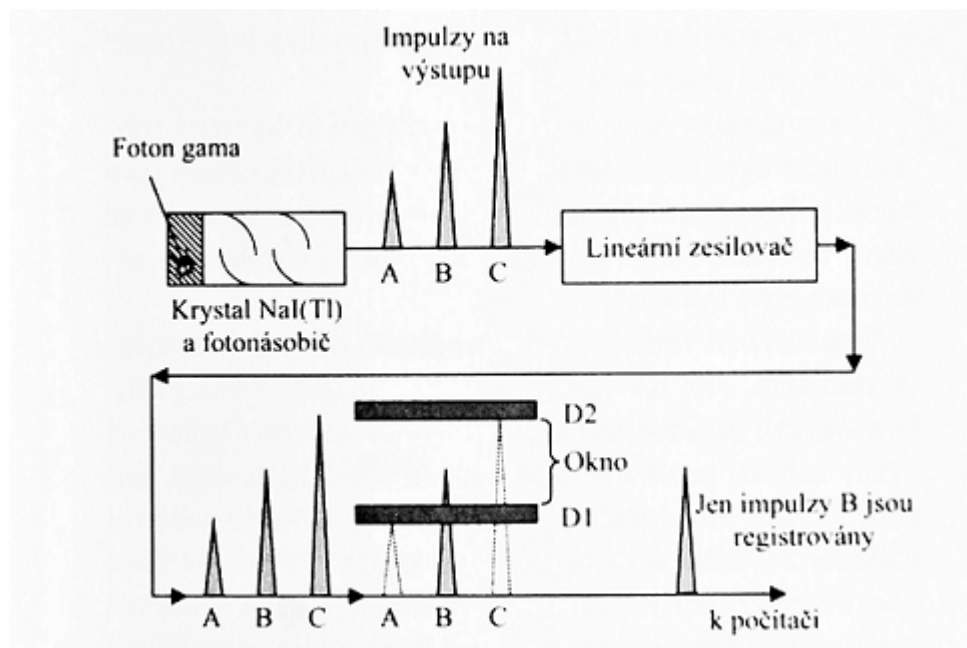
Při těchto interakcích se uvolňují elektrony, jež způsobují excitaci atomů detekční látky s následným vznikem scintilací (záblesků) viditelného světla. Záblesky jsou na *fotonásobiči* přeměněny na elektrické impulsy. V důsledku vysoké hustoty a protonového čísla jódu ($Z = 53$) se v NaI(Tl) absorbuje záření gama velmi intenzivně.

Důležitou vlastností scintilačního krystalu je skutečnost, že počet fotonů v jednom záblesku ve scintilátoru a tedy i výška impulsů na výstupu fotonásobiče, je přímo úměrná energii, kterou foton záření gama ztratil v detekční látce. Velikost a tvar scintilačního krystalu závisí na aplikaci, pro kterou se přístroj používá.

Scintilační krystal je připojen přes světlovodič k fotonásobiči. Při interakci fotonu ze scintilátoru s fotokatodou fotonásobiče vznikne fotoelektron, který dopadne na první dynodu a způsobí emisi několika sekundárních elektronů. Na každé dynodě se tak znásobí počet elektronů a výsledkem je, že na anodu fotonásobiče dopadne cca 10^6 elektronů, které na výstupu fotonásobiče vytvoří proudový nebo napěťový impuls.

Součástí detekčního zařízení je zdroj vysokého napětí, který zajišťuje rozložení napětí mezi fotokatodu, jednotlivé dynody a anodu (mezi fotokatodu a anodu je přivedeno vysoké napětí kolem 1000 V). Rozdíl napětí mezi dynodami urychluje elektrony na dostatečnou energii potřebnou k vyvolání sekundární emise elektronů. Vše je uzavřeno v evakuované skleněné baňce.

Elektronické impulsy z výstupu fotonásobiče jsou dále zpracovány v elektronické části zařízení. Po zesílení jejich amplitudy (výšky) v zesilovači postupují impulsy do amplitudového analyzátoru, kde se třídí podle výšky (viz. obr. č. 3). V nukleární medicíně se využívají přednostně ty impulsy, jejichž výška spadá do vhodně zvoleného „okna“ analyzátoru tvořeného dolní a horní diskriminační hladinou (napětím). [2], [3]



Obr. 3: Schéma průchodu impulsů vycházejících ze scintilačního detektoru. [2]

Scintilační spektrometr je scintilační detekční zařízení s amplitudovým analyzátozem, kterým lze změřit rozložení výšek impulsů – scintilační spektrum zářiče gama, jež se skládá z jednoho či více fotopíků, píků úplné absorpce a Comptonova spojitého spektra. Impulzy v oblasti fotopíku přísluší fotonům gama, které ztratily ve scintilátoru celou svoji energii. V oblasti spojitého spektra se zaznamenávají impulzy odpovídající fotonům gama, které interagovaly Comptonovým rozptylem ve scintilačním krystalu nebo ve tkáni a pouze část jejich energie se absorbovala ve scintilátoru. [2]

Celé amplitudové spektrum daného radionuklidu lze zjistit tak, že posunujeme diskriminační úrovně a měříme počty impulsů v jednotlivých energetických úrovních. Měření tímto způsobem bylo zdoluhavé, proto byly sestaveny vícekanálové amplitudové analyzátory, které měří počty impulsů současně, avšak každý v jiné energetické úrovni. Umožňují tak změřit celé spektrum během relativně krátké doby. Poté jsou impulzy registrované v konečné jednotce, jímž může být čítač (počet impulsů

zaregistrovaných za předvolený čas), integrátor (udávající průměrovanou průběžnou četnost impulsů za jednotku času) nebo paměťová jednotka. [1], [10]

Scintilační detektory jsou charakterizovány některými fyzikálními parametry, které jsou důležité pro jejich praktické aplikace. Mezi tyto parametry patří:

Konverzní účinnost – je základním parametrem scintilačního detektoru; jedná se o podíl [%] úhrnné energie emitovaného viditelného záření a absorbované energie vstupujících kvant ionizujícího záření; v praxi se častěji než konverzní účinnost používá tzv. světelný nebo fotonový výtěžek, udávaný jako počet emitovaných světelných fotonů na 1keV pohlcené energie detekovaného kvanta primárního záření. Jedná se o hodnotu *photon yield* v tab. č. 2.

Luminiscenční spektrum - popisuje spektrální složení (vlnové délky) emitovaného viditelného záření. Jedná se o hodnotu *peak emission* v tab. č. 2.

Scintilační dosvit – doba dohasínání scintilačního detektoru je dalším důležitým parametrem. Jeho hodnota v nanosekundách udává dobu, za kterou poklesne počet emitovaných scintilačních fotonů na $1/e$ po absorpci kvanta gama (fotonu primárního záření). Tento parametr je důležitý z hlediska problematiky sledované v této magisterské práci. Určuje vlastně dobu trvání odezvy ve scintilátoru po absorpci jednoho kvanta gama (fotonu primárního záření). V případě, kdy v době dosvitu dojde k absorpci energie více než jednoho fotonu primárního záření, dojde ke zkreslení počtu fotonů emitovaných scintilátorem na danou energii (*decay time* v tab. č. 2), a tím i ke zkreslení vyhodnocení scintilačního spektra. Dosvit scintilátoru je tedy jedním z faktorů ovlivňující časovou rozlišovací schopnost celého scintilačního detekčního zařízení.

Hustota – spolu s protonovým číslem scintilačního materiálu je důležitá zejména pro detekci záření gama. Určuje míru absorpce záření gama ve scintilátoru, a tím i výslednou detekční účinnost. V nukleární medicíně se proto používají anorganické scintilační detektory, jejichž hustota (objemová hmotnost, *density*) je uvedena v tab. č. 2.

Properties of Some Scintillator Materials Used in Nuclear Medicine							
Property	NaI(Tl)	BGO	LSO(Ce)	GSO(Ce)	CsI(Tl)	BaF ₂	Plastic [†]
Density (g/cm ³)	3.67	7.13	7.40	6.71	4.51	4.89	1.03
Effective atomic number	50	74	66	59	54	54	12
Decay time (nsec)	230	300	40	60	1000	0.8, 620*	2
Photon Yield (per keV)	38	8	20–30	12–15	52	10	10
Index of refraction	1.85	2.15	1.82	1.85	1.80	1.56	1.58
Hygroscopic	Yes	No	No	No	Slightly	No	No
Peak emission (nm)	415	480	420	430	540	225, 310*	Various

*BaF₂ has two components: a fast-decaying component and a slow-decaying component.
[†]Typical values—there are many different plastic scintillators available.
 BGO, Bi₃Ge₄O₁₂; GSO, Gd₂(SiO₄)O:Ce; LSO, Lu₂(SiO₄)O:Ce.

Tab. 2: Přehled používaných scintilačních detektorů zejména u scintilačních kamer.

[8]

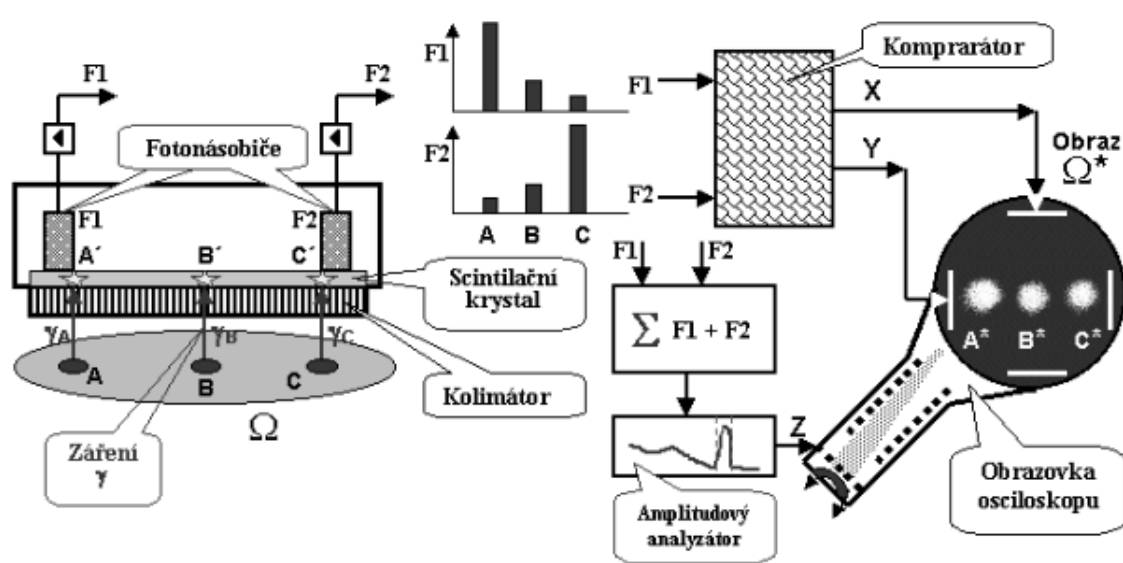
<u>scintilační materiál</u>	<u>název</u>	<u>využití</u>
NaI(Tl)	jodid sodný, aktivovaný 1-2 % thalia	SPECT
Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	(vizmut-germanium-oxid, zkráceně se značí BGO)	PET
Lu ₂ SiO ₅ (:Ce)	(lutetium-orthosilikát aktivovaný cerem - LSO)	PET
Y ₂ SiO ₅ (:Ce)	(ytrium-orthosilikát aktivovaný cerem - LSO)	PET
Gd ₂ SiO ₅ (:Ce)	(gadolinium-orthosilikát aktivovaný cerem - LSO)	PET

Tab. 3: Přehled nejčastěji používaných druhů scintilačních detektorů ve scintilačních kamerách v nukleární medicíně. [12]

1.4.2 Scintilační kamery

Pro scintigrafické vyšetření, tj. zobrazování (vizualizaci) distribuce radiofarmaka v těle, se používá scintilační kamera (nazývaná též Angerova kamera po svém vynálezci am. fyzikovi H. O. Angerovi).

Detektor scintilačních kamer sestává ze scintilačního krystalu, světlovodiče, souboru fotonásobičů a kolimátoru (viz. obr. č. 4).



Obr. 4: Schéma scintilační kamery. [12]

Scintilačním detektorem je jodid sodný aktivovaný thalliem NaI(Tl) nejčastěji obdélníkového tvaru o rozměrech 40 - 50 cm a tloušťce obvykle 9,5 - 12,7 mm. Nad krystalem je uloženo 60 - 90 fotonásobičů připojených ke krystalu světlovodičem, který usnadňuje převod světelných fotonů ze záblesků v krystalu. Foton záření gama vyvolá v krystalu scintilaci, světelné fotony se šíří všemi směry a dopadají na fotokatody jednotlivých fotonásobičů. Nejvíce světelných fotonů se dostane do fotonásobiče, který je nejbližší místu interakce fotonu gama s krystalem (místu záblesku). Na jeho výstupu vznikne impuls, jehož amplituda je větší než amplituda

impulsů ze vzdálenějších fotonásobičů. Pomocí počítačových obvodů se vyhodnotí výstupní signály všech fotonásobičů, čímž vznikne impuls označovaný Z přiváděný do amplitudového analyzátoru. Dále se stanovují souřadnice X a Y místa, v němž došlo v krystalu ke scintilaci. Uvedené tři signály – impuls Z a impulsy X a Y odpovídají místu záblesku ve scintilačním krystalu.

V současné době jsou v kamerách pro akvizici, zpracování a záznam již používány počítače. Počítač je schopen zpracovávat pouze údaje v digitální podobě, elektronická aparatura kamery se proto vybavuje analogově-digitálním převodníkem, který převádí analogový signál na digitální. [2]

1.5 Přístrojová technika

Elektronická vyhodnocovací část spektrometrických souprav sestává z napájecího zdroje, zdroje vysokého napětí, zesilovače impulsů (předzesilovače), diskriminátoru nebo analyzátoru impulsů, antikoincidenčního nebo koincidenčního obvodu, čítače impulsů, měřiče četnosti impulsů, elektronických stopek a počítačového zpracování výsledků. Jako záznamové zařízení se používá počítač s monitorem umožňující obrazové zpracování naměřených hodnot nebo tiskárna.

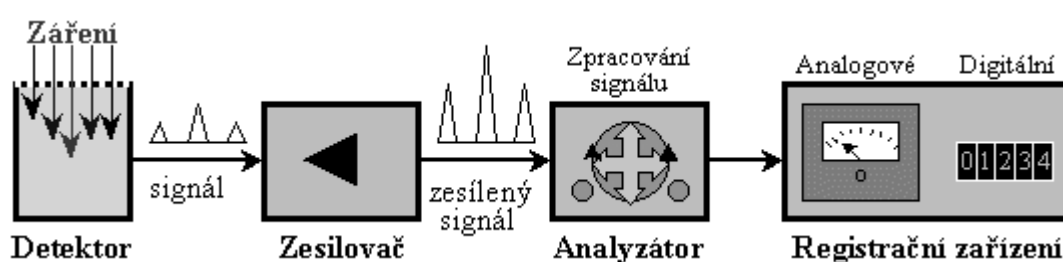
Zesilovač impulsů tvaruje a zesiluje impulsy, které přicházejí z výstupu detektoru na takovou velikost, která umožní jejich zpracování dalšími elektronickými obvody (pro GM detektor stačí 10 krát, u ostatních detektorů se volí zesílení 100 až 600 krát). Jednotlivé zesílené impulsy jdou do diskriminátoru nebo analyzátoru impulsů.

Diskriminátor je elektronický obvod, který propouští jen impulsy s amplitudou (výškou impulsu) vyšší, než je nastavená diskriminační hladina. Impulsy, jejichž amplituda je nižší než nastavená diskriminační hladina, diskriminátorem neprojdou.

Analyzátor impulsů sestává ze dvou diskriminátorů, jejichž výstupy jsou připojeny k antikoincidenčnímu obvodu. Tento obvod má tu vlastnost, že na výstup nepropustí ty impulsy, které projdou oběma diskriminačními hladinami současně. Impuls, jehož amplituda je vyšší než dolní diskriminační hladina, ale nižší než horní diskriminační hladina, projde antikoincidenčním obvodem. Na výstupu analyzátoru

budou jen takové impulsy, jejichž amplituda se nachází mezi oběma zvolenými diskriminačními hladinami určujícími tzv. šíři okna analyzátoru (viz. obr. č. 5). [3]

Při měření ionizujícího záření se užívají různé typy analyzátorů impulsů (amplitudový analyzátor impulsů, analyzátor dle tvaru impulsů a analyzátor impulsů dle průchodu nulou). V nukleární medicíně se využívá amplitudový analyzátor impulsů umožňující změření diferenciálního spektra, tj. stanovení četnosti impulsů v závislosti na výšce impulsů.



Obr. 5: Základní blokové schéma scintilačního detekčního zařízení. [12]

V případě vzniku náboje na výstupu z fotonásobiče je způsob vyhodnocení závislý na volbě navazujících elektronických obvodů. Tyto obvody rozhodují o tom, zda výslednou odezvou je velikost proudu, nebo výška jednotlivých proudových nebo napěťových impulsů. Výhodou proudového měření je větší dynamický rozsah měřené odezvy (např. aktivity). Měření výšek impulsů umožňuje v případě vhodného detektoru a elektronických obvodů stanovení energie záření. Dle volby detektorů a příslušných obvodů dělíme měřicí soupravy pracující v impulsním režimu na spektrometrické (jimiž lze stanovit energii) nebo nespektrometrické (jimiž nelze stanovit energii záření). V obou případech je lze použít na měření aktivity vzorků, dávky a relativních hodnot jiných veličin.

Způsob impulsního vyhodnocení může být tedy buď *spektrometrický* nebo *nespektrometrický – integrální*. Při spektrometrickém způsobu vyhodnocení obsahuje výška (amplituda) impulsu informaci o velikosti absorbované energie v detektoru a součástí přístroje musí být spektrometrický detektor a analyzátor impulsů. Výsledkem měření je spektrum, tj. množina hodnot, kterých může nabývat daná fyzikální veličina v závislosti na vybraném parametru (např. četnosti částic v určitém energetickém rozmezí – kanálu). [10]

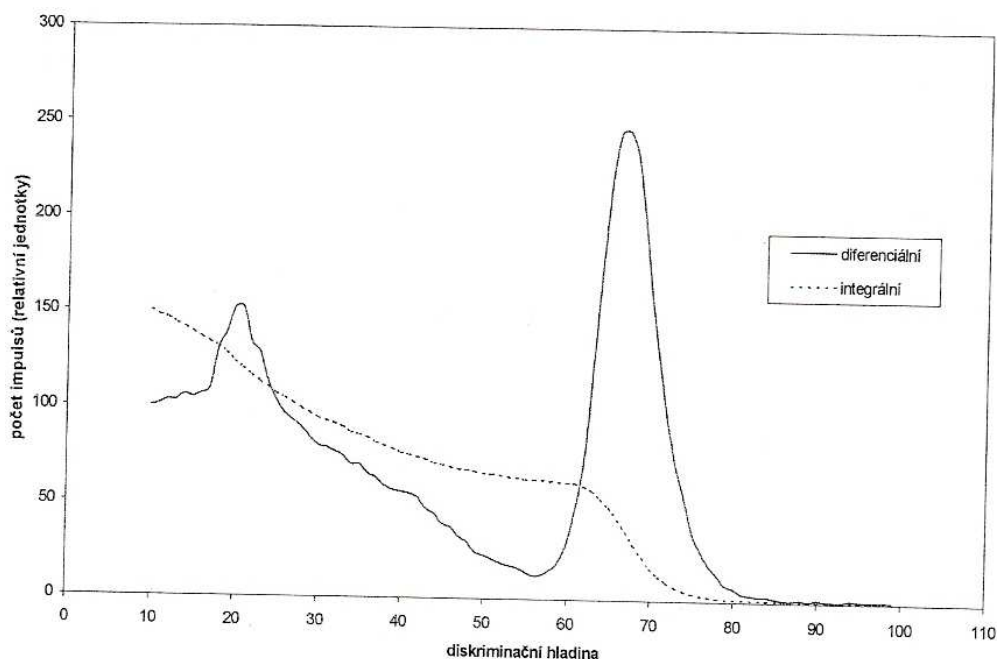
Způsob vyhodnocení může být:

- *diferenciální* – měříme postupně počet impulsů mezi dvěma diskriminačními hladinami v závislosti na vzrůstající dolní diskriminační hladině (výšce impulsů) → *diferenciální spektrum*
- *integrální* – měříme počet impulsů nad jednou diskriminační hladinou v závislosti na vzrůstající hodnotě této diskriminační hladiny (výšce impulsů) → *integrální spektrum* (viz. obr. č. 6)
- *širokokanálový* – měříme počet impulsů mezi dvěma diskriminačními hladinami při jednom pevném nastavení obou diskriminačních hladin

Počet impulsů v integrálním režimu je vždy větší než v diferenciálním nebo širokokanálovém při shodné dolní diskriminační hladině a stejné době měření.

Diferenciální spektrum umožňuje určení energie neznámého radionuklidu na základě kalibrace diskriminační hladiny radionuklidem o známé energii. V diferenciálním spektru je oblast, kterou nazýváme „pík úplné absorpce“ (fotopík), ve kterém výšky impulsů odpovídají absorpci kvant gama, které předaly celou svou energii nezávisle na tom, zda absorpce nastala fotoefektem, nebo vícenásobným Comptonovým rozptylem s konečnou absorpcí sekundárního kvanta gama ve scintilátoru.

Integrální režim (způsob vyhodnocení) je vhodný pro měření aktivity na základě kalibrace etalonem o známé aktivitě téhož radionuklidu. Širokokanálový způsob vyhodnocení se používá při vyhodnocení relativní aktivity známého radionuklidu a jeho výhodou je dosažení větší citlivosti při měření např. na scintilačních kamerách, omezením rozptylového záření nebo při měření nízkých aktivit zlepšením poměru signálních impulsů k pozadí.



Obr. 6: Diferenciální a integrální spektrum ^{137}Cs [16]

Požadavky na zdroj vysokého napětí se liší dle typu použitého detektoru a zvolené aplikace. Základními parametry jsou:

- *hodnota vysokého napětí* (pohybuje se v rozmezí 50 – 5000 V; např. scintilační detektory 700 – 2000 V)
- *maximální odběr proudu* (největší proudové odběry jsou požadovány při použití scintilačních detektorů, a to až několik mA; k zajištění stability jsou u posledních třech dynod fotonásobiče přidávány kondenzátory nebo se volí dva děliče se samostatným napájením, aby byla zajištěna dostatečná stabilita i při měření vysoké četnosti impulsů)
- *dlouhodobá a teplotní stabilita* (pro všechny detektory při spektrometrickém vyhodnocení je požadovaná stabilita 0,1 % a lepší; pro zajištění dobré teplotní stability se u spektrometrických souprav požaduje změna teploty prostředí asi o 3° C; u nespektrometrických souprav v integrálním režimu stačí dlouhodobá stabilita cca 1 %)

Základní funkcí *zesilovače* je zpracování nízkoúrovňových signálů z detektoru na signál vhodný pro další zpracování (v diskriminátoru nebo analyzátoru) tak, aby se zachovala informace obsažená v původním signálu. Základním parametrem je lineární závislost amplitudy výstupního impulsu na amplitudě vstupního impulsu v celém pracovním rozsahu. Zesílení pro různé detektory a aplikace bývá 10 – 3000 krát. Znalost přesné hodnoty zesílení není nutná ani u spektrometrických soustav. Hlavní důraz je kladen na stabilitu. Změny zesílení jsou hlavně způsobeny kolísáním napájecího napětí a výkyvy teploty.

U detektorů s relativně malým výstupním signálem se celkové zesílení signálu realizuje dvěma samostatnými elektrickými obvody, a to *předzesilovačem*, umístěným co nejbližší k detektoru, a *lineárním zesilovačem*, který bývá součástí vyhodnocovací části měřicí soupravy. Předzesilovač zesiluje malé elektrické proudy z detektoru, dále optimalizuje přizpůsobení výstupní impedance detektoru a navazujících elektronických obvodů a tvaruje impuls k dalšímu zpracování.

Od zesilovače se také požaduje tvarování impulsů tak, aby byly vhodné pro další analýzu. Tvarovací obvody zesilovače musí především zkrátit doběh impulsu proto, aby nedocházelo k superpozici impulsů jdoucích v krátkých časových intervalech za sebou. Tvarování se dosahuje jednak kombinací derivačních a integračních obvodů, jednak zpožďovacími linkami a integračními obvody. Tvar a výška impulsu závisí obecně na kombinaci RC členů elektronických obvodů s tím, že kapacita (C) výstupu z detektoru je dána kapacitou detektoru a propojovacího kabelu. Vstupní časová konstanta zesilovače má být cca 10 krát větší než doba dosvitu scintilátoru, aby nedocházelo ke snížení výšky impulsu v detekční jednotce. Pokud chceme trvání impulsu zkrátit, volíme časovou konstantu kratší, ale tím snižujeme výšku impulsu a musíme volit buď větší zisk zesilovače, nebo vyšší pracovní napětí detekční jednotky. Hodnota pracovního napětí, zisk zesilovače a vstupní časová konstanta zesilovače musí být vždy voleny jako kompromis volitelných parametrů jednotlivých obvodů soupravy. Zisk zesilovače není vhodné volit příliš velký (např. více než 500 krát), neboť se zvyšuje šum (brum) zesilovače a omezuje možnost správného vyhodnocení v oblasti nízkých energií zvoleného měřicího rozsahu.

Při úpravě doby trvání impulsu z detekční jednotky v odvodech zesilovače se sice doba trvání impulsu podstatně zkracuje, ale vlivem tvarování vzniká podkmit,

jehož velikost a délka ovlivňuje případné superpozice rychle po sobě jdoucích impulsů. Vlivem superpozice se výška impulsu může jak zmenšovat (pokud znázorněno na časové ose následující impuls přijde v době podkmitu prvního impulsu), tak zvětšovat (pokud následující impuls přijde v době kladné části prvního impulsu). Rozložení výšek impulsů při měření diferenciálního spektra se tedy bude lišit v závislosti na celkové četnosti všech impulsů, které se na vstup zesilovače dostanou, a tedy na časové rozlišovací schopnosti soupravy.

Pro spektrometrické měření s NaI(Tl) se v praxi doporučuje vstupní časová konstanta 5 μ s. Pokud je současně požadavek měření i vysoké četnosti impulsů, pak je kompromis 1 μ s. Přitom maximální četnost impulsů měřitelná bez zkreslení je při stejném nastavení měřící soupravy podstatně závislá na tvaru spektra, tj. energiích měřeného radionuklidu a měřících podmínkách – diferenciální a integrální měření.

Tvar impulsu ze zesilovače může ovlivnit i parametry amplitudového analyzátoru. Velikost kladné a záporné (podkmitu) části impulsu může způsobit posuv hodnoty nulové diskriminační hladiny, tzn., že přímka závislosti polohy maxima píku (energie záření) na diskriminační hladině neprochází nulou.

Za vyšších četností impulsů se může vyskytnout zkreslení spektra jako výsledek překrývání se vstupních impulsů detektoru. Superpozice impulsů mezi dvěma detekčními událostmi může dát jednotlivý impuls s amplitudou odpovídající jejich součtu. Superpozice fotopíku a nízkoenergetických událostí způsobuje jeho rozšíření. Může také nastat posun fotopíku k nižším energiím kvůli posunu základní linie v zesilovači za vyšších četností. Jestliže je jednokanálový analyzátor nastaven na fotopík při nižší četnosti impulsů a detektor je používán i pro vyšší četnosti, fotopík se může posunout mimo okno analyzátoru, a tím dojde k nesprávnému záznamu. [10]

1.5.1 Základní parametry detekčních souprav (zařízení)

SÚJB požaduje ve všech odděleních nukleární medicíny vypracování Programu zabezpečení jakosti (PZJ), ve kterém je obsažen výčet parametrů, které musí přístroje podle typu použití splňovat a která je třeba v předepsaných intervalech kontrolovat. Dále pak v souladu s Vyhláškou 214/1997 Sb. o zabezpečení jakosti při činnostech vedoucích k ozáření je na oddělení nukleární medicíny vypracován PZJ pro klinický provoz zdrojů ionizujícího záření. [6]

Celková detekční účinnost je počet zaznamenaných signálních impulsů, které se dostaly do citlivého objemu detektoru, k počtu částic nebo kvant gama emitovaných zdrojem záření za stejnou dobu. Z toho plyne, že detekční účinnost si lze vyložit jako pravděpodobnost registrace jednotlivé částice prolétávající detektorem. Jedná se o veličinu bezrozměrnou. Optimální situace „100% účinnosti“, kdy přístroj bude detekovat každé kvantum analyzovaného záření, je splněna málokdy, jelikož určitá část záření, z fyzikálních či konstrukčních důvodů, není detekována. Udává se v %. V praxi se celková detekční účinnost vyjadřuje jako citlivost detektoru. [3], [10], [12]

Citlivost detektoru je vztah mezi výsledným zaznamenaným údajem a určitým parametrem ionizujícího záření (např. hustotou proudu částic, energií částic). Udává se jako četnost impulsů za 1s na jednotku aktivity ($\text{imp.s}^{-1}/\text{Bq}$) v případě radiometrických přístrojů, zatímco u dozimetrických přístrojů může být tato veličina vyjádřena jako $\text{imp.s}^{-1}/\text{mSv}$. U citlivosti musíme vždy udat, k jakému typu detektoru a druhu záření se vztahuje a za jakých podmínek je její údaj platný. [10]

Pozadí přístroje je odezva, kterou přístroj zaznamená bez přítomnosti měřeného zdroje záření. V praxi jde o to, že se přes měřený signál překládá a superponuje "nulový" signál pozadí. Pozadí přístroje má dvě složky. Radiační pozadí, způsobené všudypřítomností přírodních zdrojů záření a kosmického záření. Druhá skupina impulsů pozadí jsou tzv. nežádoucí impulsy způsobené u scintilačních detektorů šumem fotonásobiče, falešnými impulsy u GM detektoru nebo elektronickými obvody. Radiační pozadí lze snížit mechanickým stíněním (např. olověným stíněním o tloušťce 9 cm). [3], [12]

Energetická rozlišovací schopnost R patří mezi nejdůležitější parametry spektrometrických detektorů charakterizující kvalitu energetického spektrometrického systému. R je schopnost detektoru od sebe odlišit záření gama dvou blízkých energií. Obvykle se R vyhodnocuje z diferenciálního spektra ^{137}Cs (energie 661 keV). Je definovaná v % jako poměr šířky diferenciálního amplitudového rozložení ΔE píku 661 keV v poloviční výšce ($1/2$ h) příslušného píku a polohy maximální četnosti (h) píku úplné absorpce (viz. obr. č. 7).

$$R = (\Delta E / E) * 100 (\%)$$

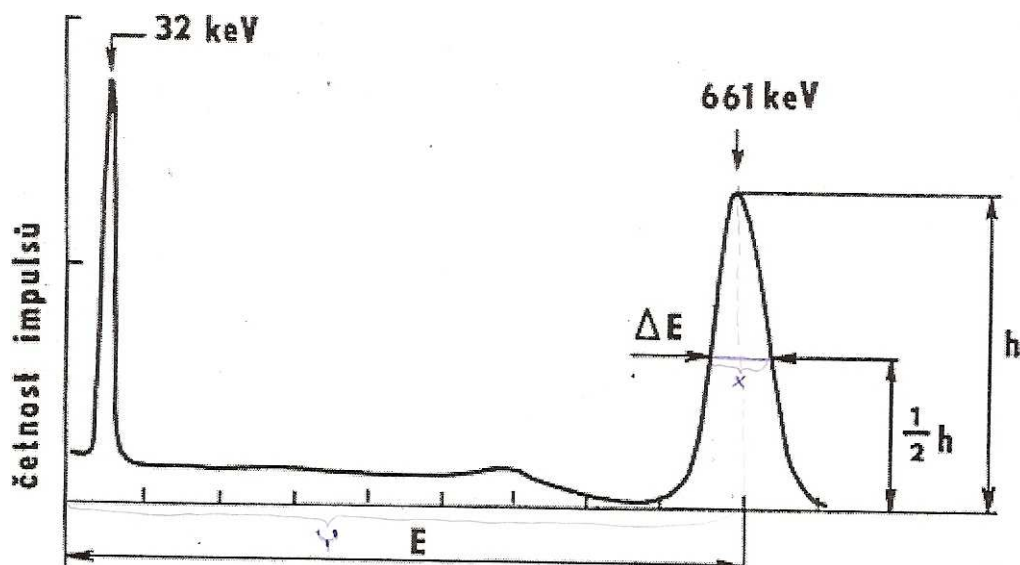
kde ΔE je šířka píku v jeho poloviční výšce a E je poloha maxima.

(př. $\Delta E = 46$ keV, $E = 661$ keV,

$$R = (\Delta E / E) * 100 (\%) = (46 / 661) * 100 \% = 6,96 \%$$

Hodnoty R pro kvalitní scintilační detektory válcového tvaru se pohybují v rozmezí 6,5 – 7,5 %. Je třeba vždy uvést, k jakému druhu záření a k jaké energii se jeho hodnota vztahuje. V praxi se velmi často setkáváme s označením R symbolem FWHM („full width at half maximum“).

Dobré energetické rozlišení je žádoucí charakteristika každého spektrometrického systému, protože dovoluje přesnou identifikaci a separaci gama záření s velmi podobnými energiemi. [3], [10]



Obr. 7: Diferenciální spektrum ^{137}Cs s vyznačením způsobu výpočtu energetické rozlišovací schopnosti. [3]

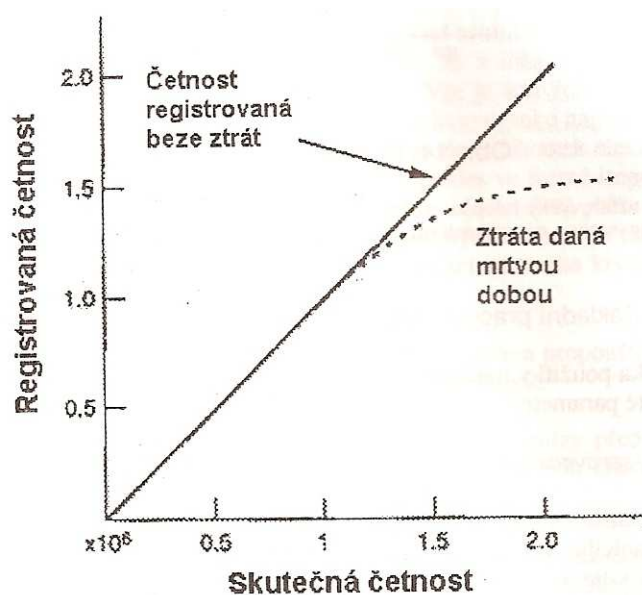
Objemová závislost je závislost odezvy detektoru na vzájemném prostorovém a tvarovém uspořádání měřeného vzorku a detektoru. Závisí na tvaru, velikosti detektoru a případně tloušťce stěny pouzdra detektoru. [3]

Časová rozlišovací schopnost (příp. časové rozlišení nebo rozlišovací doba) je schopnost přístroje odlišit od sebe dvě částice, které byly postupně absorbovány detektorem. Neboli se jedná o minimální časový interval mezi dvěma po sobě následujícími impulsy, které ještě lze vyhovujícím způsobem vyhodnotit. Požaduje se vlastně, aby odezva přístroje (měřená četnost impulsů) byla nezávislá na aktivitě vzorku. Pro přístroje pak mluvíme o (dynamické) linearitě, definované jako lineární závislost odezvy přístroje na aktivitě zdroje (viz. obr. č. 8).

U GM detektoru se rozlišovací schopnost nazývá *mrtvou dobou*, což je časový interval po průchodu jednoho impulsu, během kterého není detektor schopen zaznamenat další impuls. Mrtvá doba je u GM detektoru cca 100 - 400 μs . [4], [10]

U scintilačních spektrometrických souprav je časová rozlišovací schopnost závislá na době dosvitu scintilačního detektoru a tvarovacích obvodech zesilovače případně předzesilovače. Tento parametr může zkreslit jak měřený počet impulsů, tak i výšku impulsu, respektive průběh naměřeného rozložení výšek impulsů.

O časové rozlišovací schopnosti a její metodice stanovení více pojednává kapitola 1.6.



Obr. 8: Ztráta registrované (naměřené) četnosti impulsů v závislosti na skutečné (přepočítané, teoretické) četnosti impulsů v důsledku mrtvé doby. [3]

1.6 Časová rozlišovací schopnost

Časová rozlišovací schopnost je definovaná jako schopnost přístroje odlišit od sebe dvě částice, respektive dva fotony záření gama, které byly postupně absorbovány detektorem. [5]

Jednotlivé fotony záření gama přicházejí do detektoru s nepravidelnými "časovými rozestupy". Při vyšší intenzitě záření přicházejí fotony velmi rychle za sebou, s nepatrnými časovými intervaly. Žádný detektor nepracuje "nekonečně rychle", má konečnou časovou rozlišovací schopnost. [12]

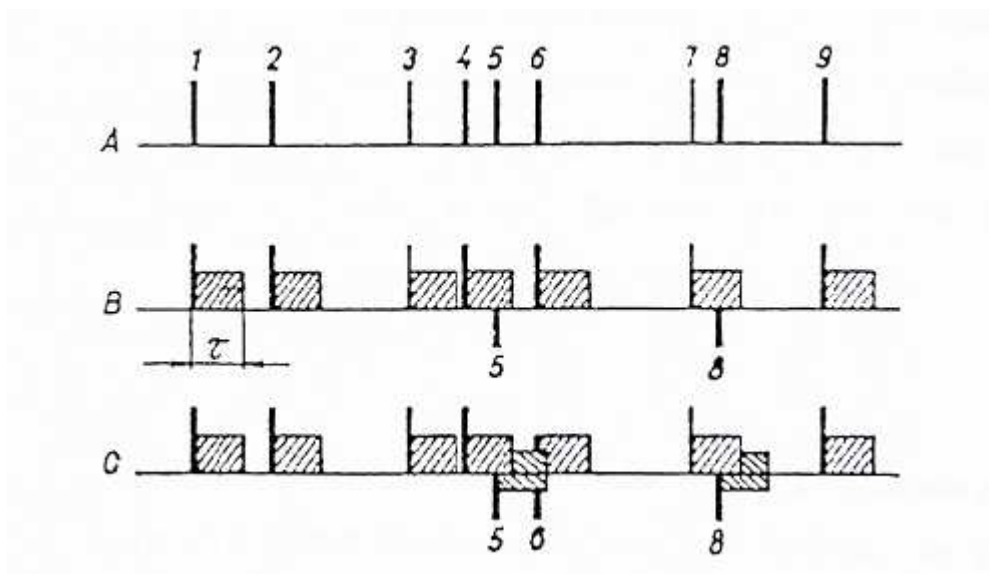
Jak již bylo řečeno, dosvit scintilačního detektoru má konečnou dobu trvání, takže odezva na druhý foton záření gama, která se vyskytne předtím, než první odezněl, jej překryje a může vytvořit jediný deformovaný impuls. Dosvit scintilačních detektorů používaných ve scintilačních kamerách je 40 – 300 nanosekund. [8]

U scintilačních spektrometrických souprav je překrytí impulsů závislé i na parametrech pulsního zesilovače. Amplituda impulsu se může zvýšit i snížit a odezva se dostane mimo okno analyzátoru. Takové ztráty představují ztráty důsledkem časové rozlišovací schopnosti. [10]

V souvislosti s časovou rozlišovací schopností mluvíme také o *mrtvé době* detektoru (týká se GM detektorů). Jedná se o časový interval od detekce jednoho fotonu záření gama, po kterou detektor není schopen detekovat další foton. Časová rozlišovací schopnost vede ke snižování detekční účinnosti soupravy, přičemž tato detekční účinnost není konstantní, ale je závislá na aktivitě zdroje záření - vzniká nelinearita odezvy (viz. obr. č. 8). To může vést k výrazným chybám v měřících postupech. [12]

Časová rozlišovací schopnost měřicí soupravy může být kumulativního (paralyzabilního) nebo nekumulativního (neparalyzibilního) typu.

- *Nekumulativní – neparalyzabilní časová rozlišovací schopnost* se vyznačuje tím, že po každém zaznamenání impulsů následuje interval τ (v němž zařízení není schopno zaregistrovat další impuls), přičemž impulsy, které se na vstupu zařízení objeví v době τ , nemají vliv na velikosti této doby. Po této době je následující impuls zaznamenán bez zkreslení.
- *Kumulativní – paralyzabilní časová rozlišovací schopnost τ* se naopak po každém vstupním impulsu, bez zřetele k tomu, zda byl nebo nebyl zaznamenán, znovu obnovuje, tj. tento typ detektoru není rovněž schopen zaznamenat impuls během této doby, ale každý takový impuls prodlužuje tuto dobu opět o interval τ , aniž je započítán. (viz. obr. č. 9) [8]



Obr. 9: Rozdíl paralyzabilní a neparalyzabilní časové rozlišovací schopnosti;

A – vstupní impulsy; B – ztráty v počtu impulsů vlivem neparalyzabilní časové rozlišovací schopnosti (impulsy č. 5 a 8); C – ztráty vlivem paralyzabilního charakteru časové rozlišovací schopnosti (impulsy č. 5, 6, 8) [10]

Některé komponenty mnoha systémů v nukleární medicíně vykazují časovou rozlišovací schopnost paralyzabilní (např. scintilační detektor) a jiné neparalyzabilní (např. rozhraní multikanálového analyzátoru). Mnohdy jedna komponenta dominuje systému. Pokud mají obě komponenty podobné časové rozlišovací schopnosti, pak také obě přispívají ke ztrátám. Naměřená četnost impulsů ve srovnání se skutečnou četností impulsů klesá rychleji u paralyzabilních systémů než u neparalyzabilních.

Časovou rozlišovací schopnost hodnotíme buď časovou rozlišovací dobou τ , velikostí ztrát z při měření aktivity (četnosti impulsů) nebo posunem polohy maxima píku na diskriminační hladině.

1.6.1 Ztráty

Ztráty z (%) vlivem časové rozlišovací schopnosti jsou dány rozdílem mezi měřenou četností impulsů n a skutečným (teoretickým) počtem impulsů n_0 , kterou bychom měli dosáhnout podle hodnot měřených aktivit.

$$z = \{(n_0 - n) / n_0\} * 100\%$$

Velikost ztrát je závislá na aktivitě zdroje záření. Tím dochází k porušení linearitě odezvy radiometrických přístrojů v oblasti vyšších četností impulsů. Místo skutečné (teoretické) četnosti n_0 [imp/s] naměříme četnost impulsů n [imp/s], přičemž $n_0 > n$. Podle charakteru této závislosti se časová rozlišovací schopnost rozděluje na dva druhy: neparalyzabilní (nekumulativní) a paralyzabilní (kumulativní) – viz. výše. [12]

Předpokládejme, že na vstup scintilačního zařízení přichází sled impulsů s četností impulsů n_0 a že časová rozlišovací doba zařízení je τ .

V případě neparalyzabilní časové rozlišovací schopnosti platí vztah:

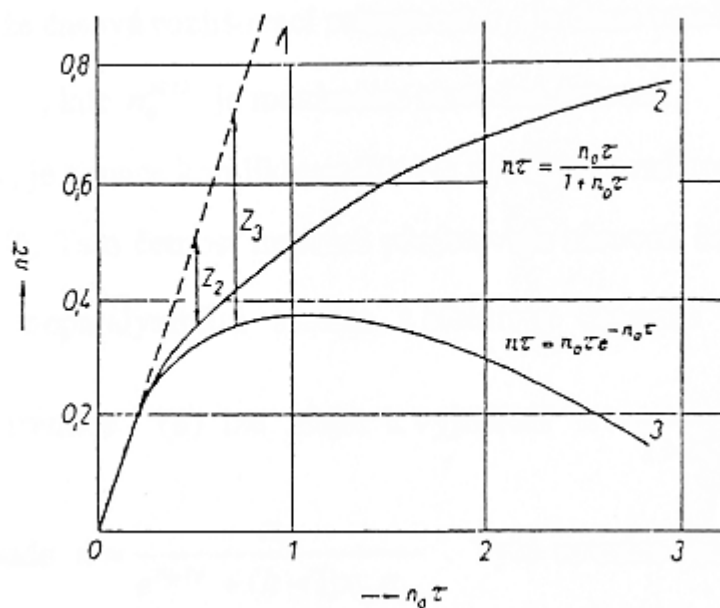
$$n = n_0 / (1 + \tau * n_0)$$

kde n je počet naměřených impulsů, pak pro n_0 dostaneme

$$n_0 = n / (1 - \tau * n)$$

Hodnota τ je závislá na zvolené metodě a konkrétních podmínkách stanovení.

Stanovení ztrát v četnosti impulsů je vidět na obr. č. 10 [9]



Obr. 10: Stanovení ztrát v četnosti impulsů.

1 – četnost impulsů beze ztrát; 2 – průběh neparalyzabilního charakteru (z_2 ztráty v četnosti impulsů); 3 – průběh paralyzabilního charakteru (z_3 ztráty v četnosti impulsů)

[10]

1.6.2 Superpozice impulsů (pile-up effect)

Vlétnou-li do scintilátoru fotony záření gama téměř současně, nejsou příslušné scintilace detekovány odděleně, ale světelná a elektrická odezva ve scintilačním spektrometru se sečte (*pile-up* = *kumulace*) a dá vznik jedinému výslednému impulsu, jehož amplituda odpovídá součtu amplitud z obou scintilací. Jestliže jedna nebo obě scintilace odpovídají fotopíku, pak vzniklý sumační impuls bude mít vyšší hodnotu než fotopík. Při měření v okénku analyzátoru nastaveném na fotopík tedy impuls padne mimo okénko a odpovídající fotony záření gama nebudou detekovány. Pokud však dojde k superpozici u dvou současných Comptonovsky rozptýlených fotonů, výsledný impuls může svou amplitudou odpovídat fotopíku. Tato situace se může nepříznivě uplatňovat u scintigrafie při vysokých četnostech impulsů. [12]

U scintilačních souprav dochází při registraci větší četnosti impulsů k superpozici impulsů, která může ovlivnit výšku impulsu, a tím i změnu měřené četnosti impulsů podle způsobu vyhodnocení. Superpozice je závislá na typu radionuklidu (hodnotě emitované energie gama a počtu emitovaných energií), na době dosvitu scintilátoru, časových konstantách předzesilovače a zesilovače nebo „vnucené“ mrtvé době v elektronické části měřicí soupravy. Stanovení časové rozlišovací doby τ a ztrát z u scintilačních souprav se proto stanovuje experimentálně pro konkrétní aplikace (typ radionuklidu, způsob impulsního vyhodnocení – integrální, diferenciální) používané na daném pracovišti.

EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

2. METODIKA A POSTUP PŘI VYHODNOCENÍ

2.1 Zvolená metodika měření

Volba metody pro určení časové rozlišovací schopnosti záleží na požadované přesnosti, času, dostupném vybavení a typu měřicího systému.

Jako experimentální metody stanovení časové rozlišovací schopnosti jsou doporučovány metody: [6], [8]

- metoda dvou zdrojů (zářičů)
- metoda poklesu aktivity zdroje
- metoda proporcionality zdrojů
- metoda porovnání polohy píku

Metoda dvou zdrojů (zářičů)

Tato metoda je založena na srovnání počtu impulsů měřených u dvou nezávislých zdrojů záření (s přibližně stejnou aktivitou) s počtem impulsů při současném měření obou zářičů ve stejné geometrii. Zda použijeme pro výpočet časové rozlišovací doby τ vztahy pro paralyzabilní či neparalyzabilní typ, musí být určeno z dodatečných měření (např. graf zaznamenávající závislost naměřené a vypočítané četnosti impulsů – viz. obr. č. 6)

Použití této metody je vázáno na určité předpoklady tak, abychom dostali správné výsledky. S ohledem na statistické fluktuace musí být jednotlivé hodnoty naměřené četnosti impulsů n stanoveny s dostatečnou přesností, celý systém musí být stabilní, přítomnost jednoho zdroje nesmí ovlivňovat četnosti impulsů z druhého zdroje. Proto se také doporučuje při záznamu četnosti impulsů pouze od jednoho zdroje nahradit druhý identickým slepým zdrojem. Z důvodu těchto vzájemných vlivů dvou zdrojů (zářičů) jsou vypracovány sofistikovanější metody s použitím většího počtu zdrojů (metoda proporcionality zdrojů).

Metoda poklesu aktivity zdroje

Užívá se zdroj s přesně známým a vhodně krátkým poločasem přeměny (např. ^{99m}Tc , $T_{1/2} = 6,02$ hod). Zaznamenaná změna četnosti impulsů se porovná s průběhem křivky odpovídající snižování aktivity dle exponenciálního zákona. Tato metoda je relativně časově náročná (měření provádíme, až je detekovaná četnost impulsů malá), zejména u zdrojů s poločasem přeměny několik dnů.

Metoda proporcionality zdrojů

Tato metoda požaduje použití více zdrojů, pro které jsou poměry aktivit přesně známé. Při použití více zdrojů, lze časovou rozlišovací schopnost určit graficky, obdobně jako u metody poklesu aktivity zdroje.

Metoda porovnání polohy píku

U multikanálových gama spektrometrů je vyjádření ztrát v důsledku časové rozlišovací schopnosti často příliš složité na to, abychom je počítali z naměřených parametrů, proto se nahrazuje počítačovým vyhodnocením spektra. Metoda je založena na kontrole polohy píku referenčního impulsu a impulsu sady zdrojů, jejichž aktivita se zvyšuje a tím se mění i poloha maxima píku na energetické škále. [6], [8], [9], [10]

Ve své magisterské práci jsem zvolila metodu stanovení časové rozlišovací schopnosti kombinací dvou metodik, a to *metody poklesu aktivity zdroje* a *metody proporcionality zdrojů*.

U těchto metodik jsem využila znalosti přesného poločasu přeměn jednotlivých radionuklidů ($^{99m}\text{Tc} = 6,02$ hodin; $^{131}\text{I} = 8,04$ dnů ; $^{51}\text{Cr} = 27,7$ dnů) s využitím několika zdrojů záření, jenž dalo větší možnost naměření experimentálních výsledků.

Metody, které jsem použila pro stanovení časové rozlišovací schopnosti, byly poměrně časově náročné, jelikož jsem měření prováděla po celou dobu přeměny radiofarmaka, dokud nebyla měřená četnost impulsů nezkreslená a ve vyhovujícím rozmezí procentuálních ztrát.

Z experimentálních měření jsem hodnotila závislost naměřené a přepočítané (teoretické) četnosti impulsů, velikost ztrát pro danou měřenou četnost impulsů a současně i závislost polohy maxima fotopíku na četnosti impulsů.

2.2 Postup při měření

Vliv časové rozlišovací schopnosti na odezvu jsem stanovovala pro dva typy scintilačních spektrometrů JKA 300 a JKA 1102. Jedná se o sestavy se shodnými scintilačními studnovými detektory NKG 314 s olověným stíněním. Oba spektrometry umožňují integrální vyhodnocení naměřených výšek impulsů. Z hlediska možného vlivu na časovou rozlišovací schopnost se spektrometry liší velikostí vstupní časové konstanty zesilovače, a to JKA 300 hodnotou 5 μ s a JKA 1102 hodnotou 1 μ s. Spektrometr JKA 300 umožňuje připojení k počítači a tedy automatické snímání rozložení výšek impulsů diferenciálního spektra. Proto jsem diferenciální spektra měřila pouze u spektrometru JKA 300.

Pro experimentální část jsem zvolila tři radionuklidy ^{99m}Tc , ^{131}I a ^{51}Cr užívané při vyšetřeních v Ústavu nukleární medicíny. Radionuklidy se liší poločasem přeměny a energií emitovaného záření gama.

^{99m}Tc - $T_{1/2}$ (poločas přeměny) = 6,02 hod

- E_γ (energie záření gama) = 140 keV

^{131}I - $T_{1/2}$ (poločas přeměny) = 8,04 dnů

- E_γ (energie záření gama) = 364 keV, 637 keV

^{51}Cr - $T_{1/2}$ (poločas přeměny) = 27,7 dnů

- E_γ (energie záření gama) = 320 keV

K měření jsem používala cca 1 ml roztoků radiofarmak v plastových zkumavkách. Zkumavky jsem jednotlivě a postupně vkládala do studen scintilačních detektorů jednotlivých spektrometrů, umožňující pro všechna měření stejnou geometrii vzorku a detektoru. Poté jsem na příslušném typu přístroje navolila při integrálním vyhodnocení dobu měření 30 sekund.

Při diferenciálním vyhodnocení jsem měřící čas v jednotlivých kanálech (v diskriminačních hladinách) volila podle velikosti aktivity, dle snižující se četnosti impulsů podle poločasu přeměny. Každé jednotlivé měření jsem označila a také přiřadila den a čas měření.

Počet měření pro radionuklidy ^{99m}Tc , ^{131}I a ^{51}Cr se lišil, z důvodu toho, že každý radionuklid má jiný poločas přeměny.

Jednotlivé počty impulsů jsem v daný čas u integrálního vyhodnocení měřila třikrát, poté jsem spočítala průměr a vypočítala četnost impulsů za sekundu. Přepočet teoretické četnosti impulsů podle poločasu přeměny jsem vypočítala na základě měřené četnosti v rozsahu stovek až tisíc jednotek impulsů, kdy jsem předpokládala, že ke zkreslení naměřených hodnot nedochází. Z přepočítaných a naměřených četností impulsů jsem vyhodnotila ztráty.

U spektrometru JKA 1102 jsem měřila závislost četnosti impulsů na aktivitě vzorku při integrálním vyhodnocení a diskriminační hladině 80 keV. U spektrometru JKA 300 jsem měřila a vyhodnocovala polohu maxima fotopíku na diskriminační hladině a závislost četnosti impulsů na aktivitě vzorku při integrálním vyhodnocení a diskriminační hladině 80 keV a dále při diferenciálním vyhodnocení při volbě „okna“ v energetickém rozsahu odpovídajícím píku úplné absorpce (^{131}I 267 – 414 keV, ^{99m}Tc 115 – 164 keV a ^{51}Cr 267 – 414 keV).

3. VÝSLEDKY MĚŘENÍ A DISKUZE

3.1 Výsledky měření

Měření jsem provedla pro radionuklidy ^{99m}Tc , ^{51}Cr a ^{131}I s tím, že jsem kombinovala dvě metodiky stanovení časové rozlišovací schopnosti, a to metodu poklesu aktivity zdroje a metodu proporcionality zdrojů. Hodnotila jsem jednak závislost naměřené četnosti impulsů a přepočítané (teoretické) četnosti impulsů, velikost ztrát se vzrůstající četností impulsů a změnu polohy maxima píku úplné absorpce se vzrůstající četností impulsů. Experimentální hodnoty byly postupně zaznamenávány do tabulek a následně do grafů.

Výsledkem měření byly tabulky a grafy:

- *diferenciálních spekter závislosti naměřené četnosti impulsů na hodnotě diskriminační hladiny*
- *měření linearity závislosti naměřené četnosti impulsů na přepočítané (teoretické) četnosti impulsů*
- *přehled maxima píku úplné absorpce - správná poloha maxima píku každého radionuklidu závisí na určité naměřené četnosti impulsů*
- *procentuální ztráty v závislosti na naměřené četnosti impulsů*
- *5% a 10% ztráty v četnosti impulsů pro dané radionuklidy*

Pro každý radionuklid bylo vypracováno minimálně 10 tabulek a 6 grafů. Z důvodu velkého množství naměřených dat jsem v práci uvedla pro každý typ vyhodnocení jiný druh radionuklidu, abych zajistila přehlednost a ukázku všech měřených radionuklidů. Závěrečné výsledky je možné nalézt v kapitole č. 5, *Přílohy*.

Ze získaných výsledků vyplývá vliv energetického rozložení radionuklidu a vstupní časové konstanty zesilovače na limitní hodnotě četnosti impulsů měřitelné bez ztrát nebo s malými ztrátami a zároveň souvislost změny polohy maxima píku na diskriminační hladině a limitní četnosti impulsů v integrálním i diferenciálním způsobu vyhodnocení.

Dále jsou uvedeny souhrnné výsledky:

- a) porovnání polohy maxima píku a naměřené četnosti impulsů – viz. příloha (tab. č. 1a, graf č. 1b)
- b) limitní četnost impulsů stanovená z grafů (naměřená četnost impulsů v závislosti na přepočítané (teoretické) četnosti impulsů) – viz. příloha (tab. č. 2a, 3a, 4a; grafy č. 2b, 3b, 4b)

	JKA 300		JKA 1102
<u>radionuklid</u>	<u>integrálně (imp/s)</u>	<u>diferenciálně (imp/s)</u>	<u>integrálně (imp/s)</u>
^{99m} Tc	30 000	9 000	100 000
⁵¹ Cr	15 000	9 000	> 30 000
¹³¹ I	< 10 000	7 000	30 000

- c) 5% a 10% ztráty – viz. příloha (tab. č. 5a)
- d) průběh naměřené četnosti impulsů a ztrát – viz. příloha (grafy č. 5b, 5c, 5d)

3.2 Diskuze výsledků měření

Cílem diplomové práce bylo zjistit limitní naměřenou četnost impulsů v závislosti na elektronice, druhu radionuklidu a způsobu vyhodnocení pro radionuklidy ^{99m}Tc , ^{131}I a ^{51}Cr , které se na Ústavu nukleární medicíny používají k vyšetření.

V souhlase se svou bakalářskou prací jsem potvrdila a rozšířila zjištěné výsledky pro radionuklid ^{99m}Tc . Nově byly prověřeny radionuklidy ^{131}I a ^{51}Cr . Měřicí aparatura JKA 300 registruje limitní četnost při diferenciálním vyhodnocení do 10 000 imp/s, na rozdíl od integrálního vyhodnocení, kde limitní četnost je do 30 000 imp/s. U měřicí aparatury JKA 1102 se vyhodnocovalo pouze integrálně a tedy do limitní četnosti 100 000 imp/s.

Pokud je i nad tyto limitní četnosti impulsů nadále detekována četnost impulsů, dochází k jejich zkreslení v důsledku rozlišovací doby soupravy. Limitní četnost impulsů závisí také na vstupní časové konstantě zesilovače (JKA 300 – 5 μs , JKA 1102 – 1 μs). Čím je časová konstanta nižší, tím větší četnosti impulsů mohou měřit bez zkreslení.

Dále z tabulek a grafů vyplývá, že je nutné dávat pozor na vyhodnocování procentuálních ztrát, jelikož pro experimentální práce je důležité vědět, v jakém rozsahu aktivit vzorku, ať již v absolutních nebo relativních hodnotách mohou spolehlivě měřit.

Ztráty jsou dány rozdílem mezi naměřenou četností impulsů a skutečnou (teoretickou) četností impulsů. V oblasti vyšších naměřených četností impulsů dochází ke zvyšování procentuálních ztrát a tedy i k nespolehlivosti hodnot a jejich zkreslení.

Z grafů je patrné, že při závislosti naměřené četnosti impulsů na procentuálních ztrátách může dojít k tomu, že při stejné hodnotě naměřených impulsů s klesající aktivitou zářiče (radionuklidu) dochází ke zvyšování ztrát, a potom např. u ^{99m}Tc naměřená četnost 12 000 imp/s nacházející se v rozmezí kolem 10% ztrát může odpovídat zcela nevyhovujícím 70% ztrátám. (viz. příloha – graf č. 5b)

Vyjádření ztrát závisí také na poloze maxima píku. Se snižující se naměřenou četností impulsů dochází k ustalování píku do správné polohy. Při zkreslené naměřené četnosti impulsů se pík posouvá a dochází k jeho zkreslení.

V neposlední řadě jsem do tabulek a grafů vynesla závislost naměřené četnosti impulsů a ztrát a vyhodnotila 5% a 10% ztráty. Odečtením z grafů jsem k nim přiřadila četnosti impulsů, které těmto ztrátám odpovídaly. Počet naměřených impulsů je při integrálním vyhodnocení vždy vyšší než u diferenciálního vyhodnocení u měřicí aparatury JKA 300, u aparatury JKA 1102 se jedná pouze o integrální vyhodnocení čili naměřená četnost impulsů je ve srovnání s integrálním vyhodnocením přístroje JKA 1102 ještě vyšší, a to v důsledku nižší vstupní časové konstanty zesilovače.

4. ZÁVĚR

V magisterské práci jsem vyhodnocovala časovou rozlišovací schopnost formou určení limitních četnosti impulsů, výpočtem velikosti ztrát a polohu maxima fotopíku.

Ústav nukleární medicíny pravidelně stanovuje časovou rozlišovací schopnost pouze pro radionuklid ^{99m}Tc grafickým stanovením limitní četnosti impulsů závislosti naměřené četnosti impulsů na skutečné (teoretické) četnosti impulsů, přepočítané dle poločasu přeměny. Tyto údaje jsem rozšířila o další dva radionuklidy: ^{51}Cr a ^{131}I .

Z naměřených výsledků pro tři radionuklidy uvedených v tabulkách a grafech vyplývá, že se vzrůstající aktivitou zdroje se spolehlivost naměřené četností impulsů snižuje. Dále, že limitní četnosti je třeba stanovit pro konkrétní radionuklid i způsob vyhodnocení.

V souladu s představou o superpozici impulsů je hodnota limitní četnosti impulsů závislá na energii měřeného záření. S rostoucí energií záření se snižuje hodnota naměřené četnosti impulsů, při které měříme bez zkreslení nebo s malými ztrátami.

Nižší limitní četnost impulsů při diferenciálním vyhodnocení ve srovnání s integrálním vyhodnocením je v korelaci s měřením posuvu maxima píku na diskriminační hladině. Metoda stanovení časové rozlišovací schopnosti podle polohy maxima píku na diskriminační hladině je tedy vhodná zejména pro stanovení limitní četnosti impulsů při diferenciálním měření.

Z grafického hodnocení závislosti naměřené četnosti impulsů a velikosti ztrát se podařilo pro radionuklid ^{99m}Tc naměřit průběh charakteristický pro paralyzabilní systém (viz. příloha – grafy č. 5b). Vidíme, že stejné naměřené četnosti impulsů mohou odpovídat různě velkým ztrátám. V praxi by to mohlo znamenat, že pokud četnost impulsů naměříme v klesající části křivky (ztráty větší než cca 30 %), tak četnost impulsů bude s rostoucím časem stoupat, místo aby klesala s poločasem přeměny. Pokud hodně překročíme limitní četnost impulsů měřící soupravy, při prvním měření vzorku by bylo vhodné (pokud je to možné) stanovit na měřiči aktivitu vzorku, a z toho usoudit, ve které části křivky závislosti naměřené četnosti impulsů na velikosti ztrát se nacházíme.

Na závěr je možno zopakovat, že z uvedených experimentálních výsledků pro tři radionuklidy lišící se energií je vidět, že při absolutním i relativním měření aktivity vzorků musíme určit časovou rozlišovací schopnost pro konkrétní měřící aparaturu, zvolený způsob vyhodnocení a typ radionuklidu.

5. PŘÍLOHY

Seznam obrázků

- Obr. 1: Obecné schéma scintilačního stunavého detektoru (str. 12)
- Obr. 2: Schéma scintilačního detekčního zařízení a spektrometru (str. 13)
- Obr. 3: Schéma průchodu impulsů vycházejících ze scintilačního detektoru (str. 15)
- Obr. 4: Schéma scintilační kamery (str. 18)
- Obr. 5: Základní blokové schéma scintilačního detekčního zařízení (str. 20)
- Obr. 6: Diferenciální a integrální spektrum ^{137}Cs (str. 22)
- Obr. 7: Diferenciální spektrum ^{137}Cs s vyznačením způsobu výpočtu energetické rozlišovací schopnosti (str. 27)
- Obr. 8: Ztráta registrované (naměřené) četnosti impulsů v závislosti na skutečné (přepočítané, teoretické) četnosti impulsů v důsledku mrtvé doby (str. 28)
- Obr. 9: Rozdíl paralyzabilní a neparalyzabilní časové rozlišovací schopnosti (str. 30)
- Obr. 10: Stanovení ztrát v četnosti impulsů (str. 32)

Seznam tabulek

- Tab. 1: Přehled radionuklidů užívaných na pracovištích nukleární medicíny (str. 10)
- Tab. 2: Přehled nejčastěji používaných druhů scintilačních detektorů zejména u scintilačních kamer (str. 17)
- Tab. 3: Přehled nejčastěji používaných druhů scintilačních detektorů v nukleární medicíně a ve scintilačních kamerách (str. 17)
- Tab. 1a: Porovnání polohy maxima píku a naměřené četnosti impulsů (str. 46)
- Tab. 2a: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů (str. 48)
- Tab. 3a: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů (str. 50)
- Tab. 4a: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů (str. 52)

Tab. 5a: Porovnání velikosti ztrát pro různé radionuklidy v závislosti na naměřené četnosti impulsů (str. 54)

Seznam grafů

Graf 1b: Grafické vyjádření měření polohy maxima píku pro různé četnosti impulsů (str. 47)

Graf 2b: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů (str. 49)

Graf 3b: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů (str. 51)

Graf 4b: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů (str. 53)

Graf 5b: Grafické vyjádření velikosti ztrát na naměřené četnosti impulsů (str. 55)

Graf 5c: Grafické vyjádření velikosti ztrát na naměřené četnosti impulsů (str. 56)

Graf 5d: Grafické vyjádření velikosti ztrát na naměřené četnosti impulsů (str. 57)

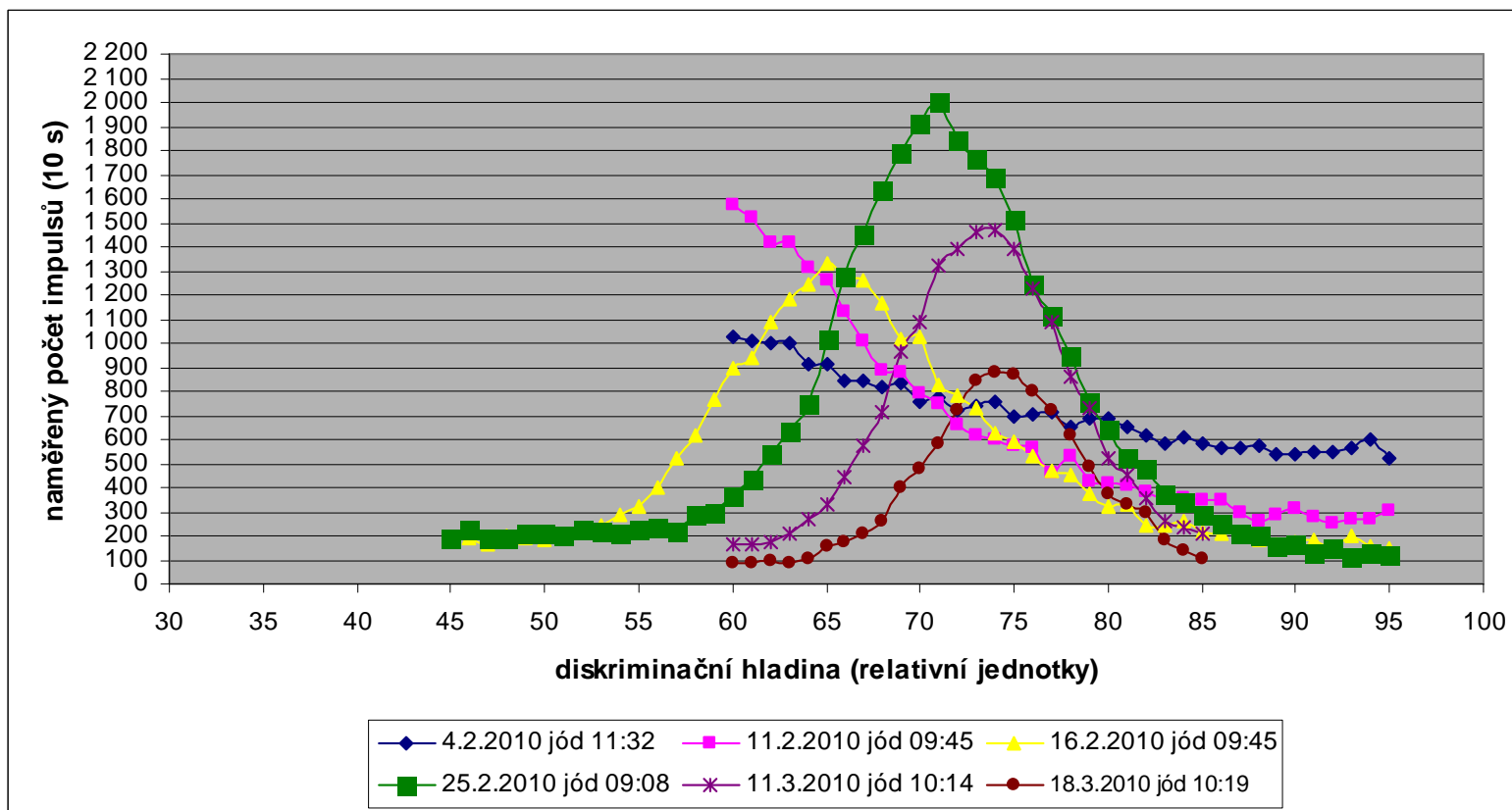
Tab. 1a: Porovnání polohy maxima píku a naměřené četnosti impulsů

Přístroj:	JKA 300
Nastavení:	diferenciální mezi hladinami 267 – 414 keV
Radionuklid:	¹³¹ I
T 1/2:	8,04 dnů = 192,96 hod = 11 577,6 min

<i>Radionuklid</i>	<i>Naměřená četnost impulsů (s⁻¹) - diferenciálně</i>	<i>Naměřená četnost impulsů (s⁻¹) - integrálně</i>	<i>Poloha maxima píku</i>
131I	38,3	63,4	76-78
	75,2	125,2	75-77
	207,4	342,8	74-76
	1 336,7	2 099,6	73-75
	2 421,4	3 767,8	73-75
	7 407,8	11 468,2	70-72
	13 942,3	21 945,0	64-66
	16 194,0	46 238,3	60, 61
	17 296,5	30 409,8	60, 61

Graf 1b: Grafické vyjádření měření polohy maxima píku pro různé četnosti impulsů

Přístroj:	JKA 300
Nastavení:	diferenciální mezi hladinami 267 – 414 keV
Radionuklid:	^{131}I
T 1/2:	8,04 dnů = 192,96 hod = 11 577,6 min



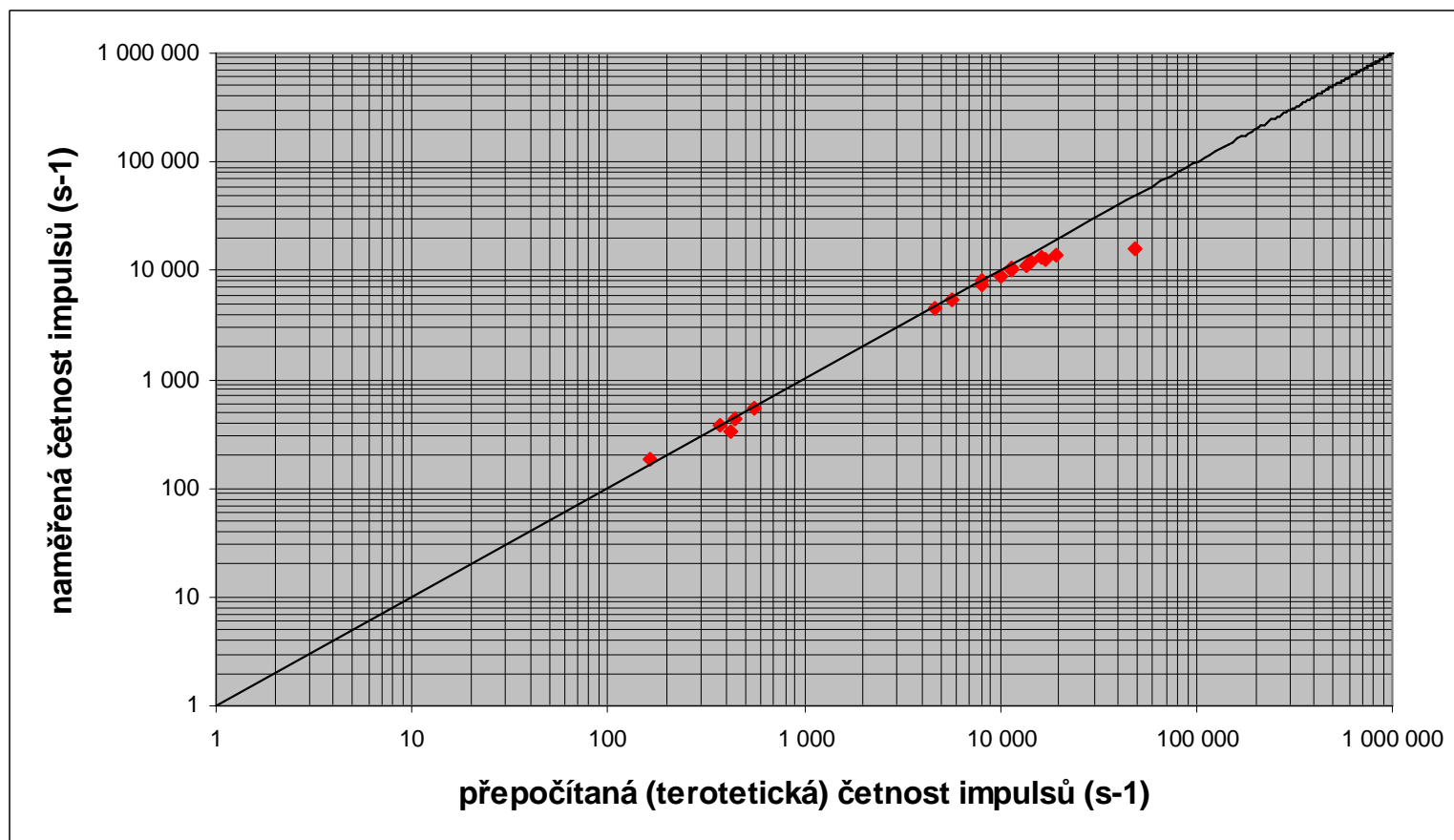
Tab. 2a: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů

Přístroj:	spektrometr JKA 300
Nastavení:	diferenciální mezi hladinami 267 – 414 keV
Radionuklid:	⁵¹ Cr
T 1/2:	27,7dnů = 664,8hod = 39 888min

Radionuklid	Naměřená četnost impulsů (s^{-1})	Přepočítaná (teoretická) četnost impulsů (s^{-1}) dle přeměny	Ztráty (%)
⁵¹ Cr	555,3	558,1	0,5
	438,9	445,3	1,4
	373,8	373,8	0,0
	330,9	423,6	21,9
	186,9	162,1	-15,3
	12 840,1	16 946,6	24,2
	11 246,8	13 518,7	16,8
	9 948,7	11 348,7	12,3
	9 023,5	10 015,0	9,9
	7 432,8	8 000,4	7,1
	5 406,9	5 630,3	3,9
	4 607,5	4 607,5	0,0

Graf 2b: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů

Přístroj:	spektrometr JKA 300
Nastavení:	diferenciální mezi hladinami 267 – 414 keV
Radionuklid:	^{51}Cr
T 1/2:	27,7dnů = 664,8hod = 39 888min



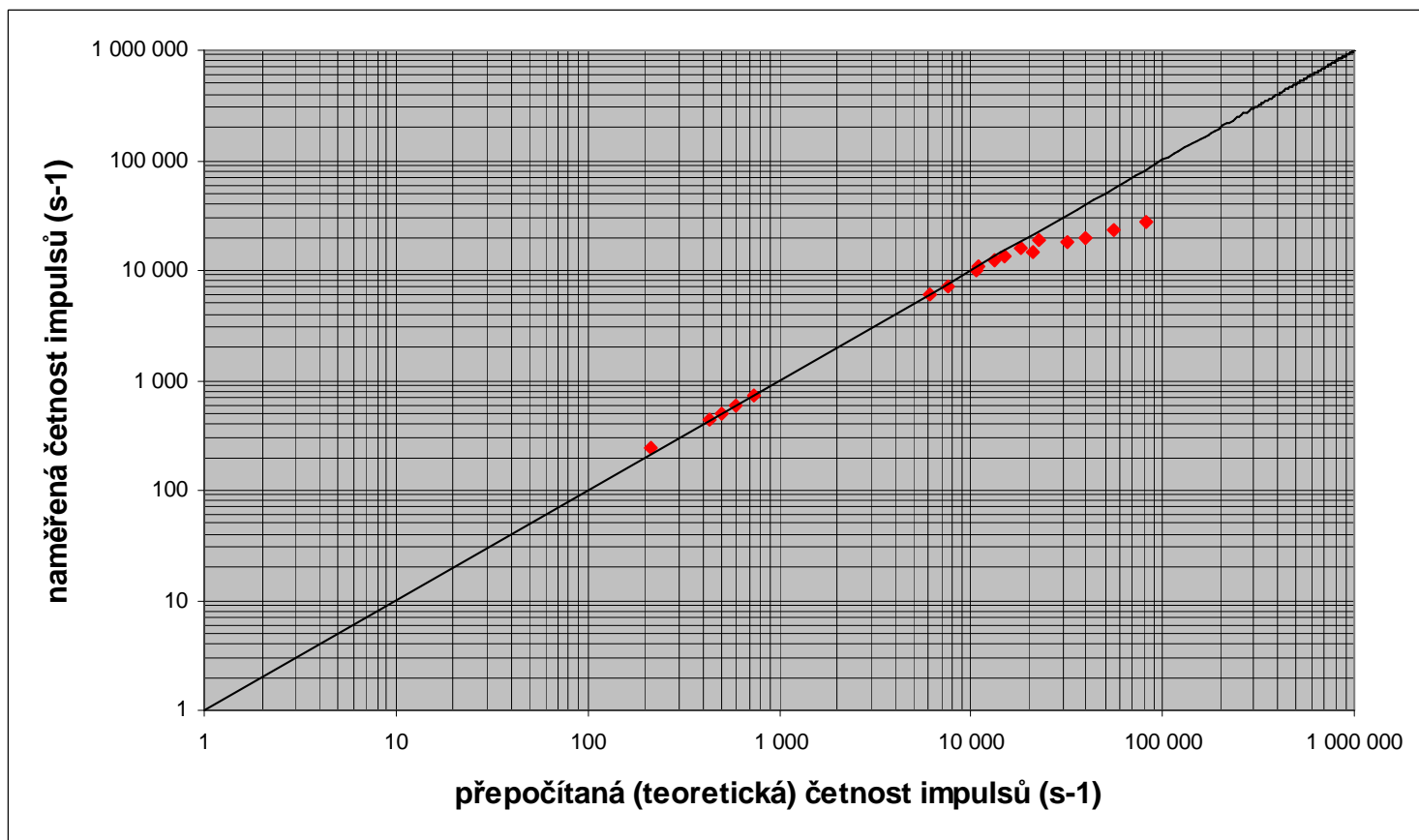
Tab. 3a: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů

Přístroj:	spektrometr JKA 300
Nastavení:	integrální od hladiny 80 keV
Radionuklid:	⁵¹ Cr
T 1/2:	27,7dnů = 664,8hod = 39 888min

Radionuklid	Naměřená četnost impulsů (s ⁻¹)	Přepočítaná (teoretická) četnost impulsů (s ⁻¹) dle přeměny	Ztráty (%)
⁵¹ Cr	736,8	740,9	0,6
	580,7	591,1	1,8
	496,2	496,2	0,0
	437,3	437,8	0,1
	248,0	215,2	-15,2
	19 122,1	22 591,9	15,4
	15 819,3	18 022,2	12,2
	13 619,2	15 128,9	9,9
	12 213,2	13 351,4	8,5
	9 974,8	10 665,5	6,5
	7 234,0	7 505,9	3,6
	6 142,4	6 142,4	0,0

Graf 3b: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů

Přístroj:	spektrometr JKA 300
Nastavení:	integrální od hladiny 80 keV
Radionuklid:	⁵¹ Cr
T 1/2:	27,7dnů = 664,8hod = 39 888min



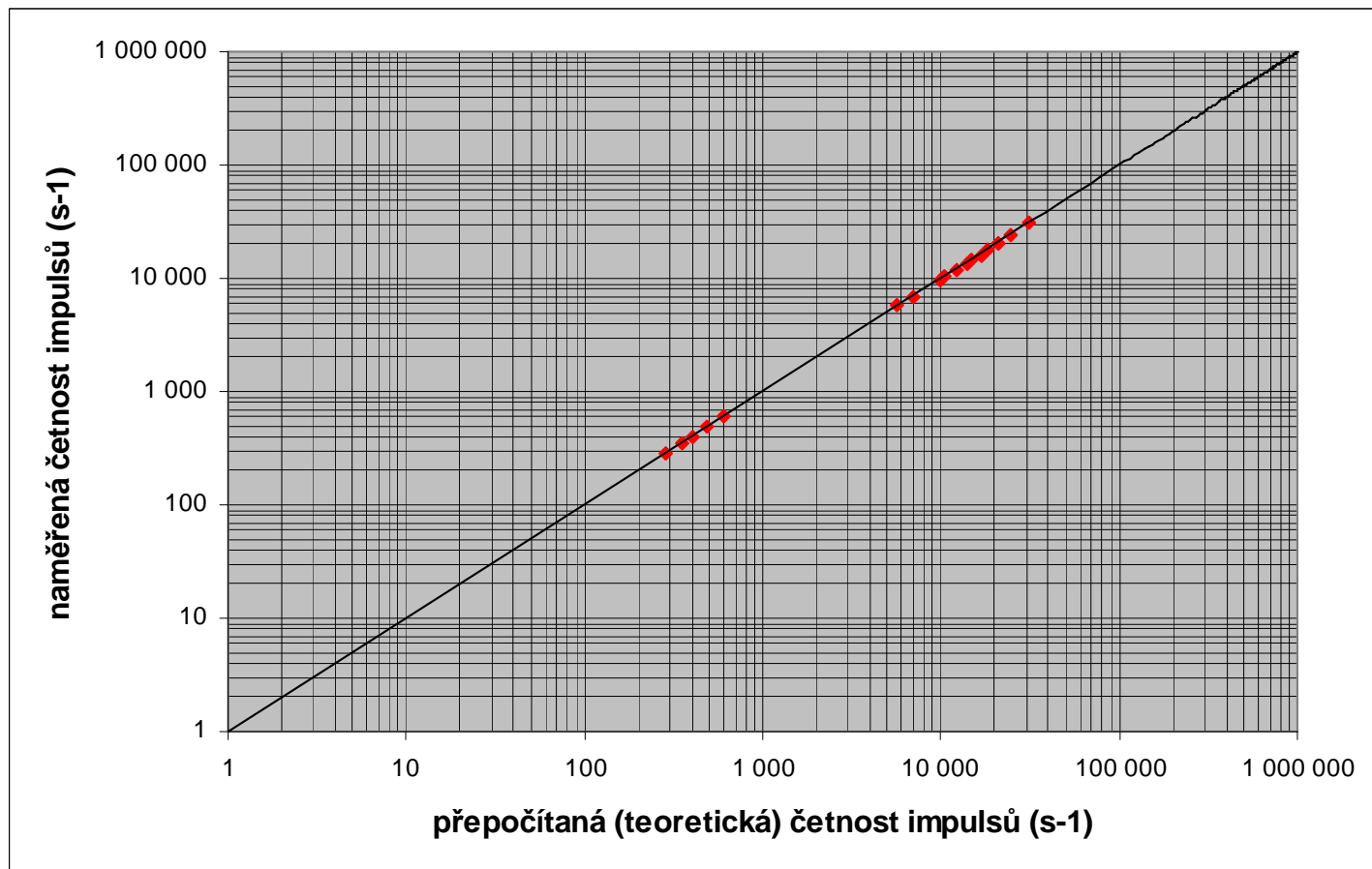
Tab. 4a: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů

Přístroj:	JKA 1102
Nastavení:	integrální od hladiny 80 keV
Radionuklid:	⁵¹ Cr
T 1/2:	27,7 dnů = 664,8 hod = 39 888 min

<i>Radionuklid</i>	<i>Naměřená četnost impulsů (s⁻¹)</i>	<i>Přepočítaná (teoretická) četnost impulsů (s⁻¹) dle přeměny</i>	<i>Ztráty (%)</i>
⁵¹ Cr	604,6	604,2	1,0
	482,9	481,2	-0,4
	405,7	404,5	-0,3
	356,9	356,9	0,0
	283,2	285,1	0,6
	20 333,3	20 971,2	3,0
	16 000,0	16 701,0	4,2
	13 533,3	14 039,9	3,6
	11 966,7	12 386,8	3,4
	9 595,1	9 896,7	3,0
	6 810,8	6 969,9	2,3
	5 705,2	5 705,2	0,0

Graf 4b: Porovnání naměřené četnosti impulsů k přepočítané (teoretické) četnosti impulsů

Přístroj:	JKA 1102
Nastavení:	integrální od hladiny 80 keV
Radionuklid:	⁵¹ Cr
T 1/2:	27,7 dnů = 664,8 hod = 39 888 min

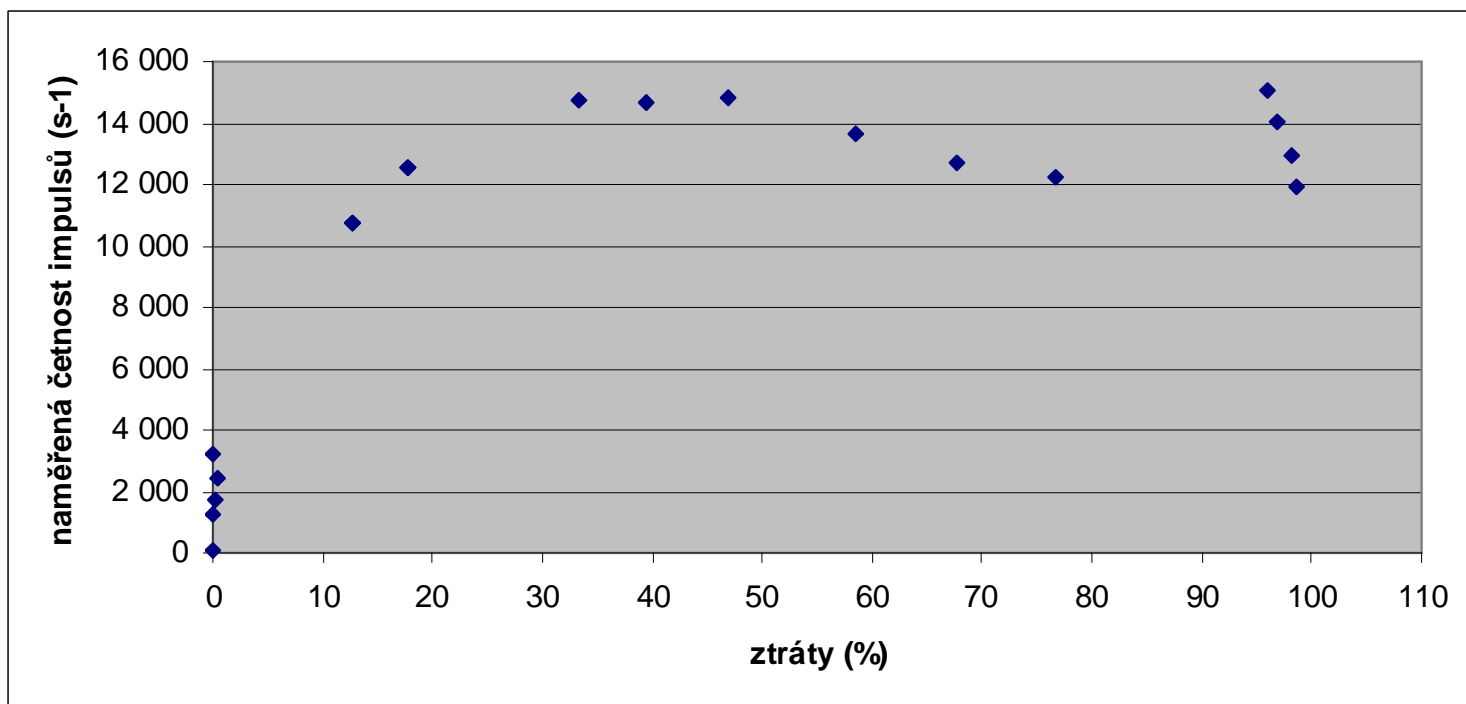


Tab. 5a: Porovnání velikosti ztrát pro různé radionuklidy v závislosti na naměřené četnosti impulsů

		<u>JKA 300</u>		<u>JKA 1102</u>
Radionuklid	Ztráty	Naměřená četnost impulsů (s^{-1}); diferenciálně	Naměřená četnost impulsů (s^{-1}); integrálně	Naměřená četnost impulsů (s^{-1}); integrálně
^{99m}Tc	5%	4189	8787	39815
	10%	8379	23468	65544
^{51}Cr	5%	6932	7673	19048
	10%	9115	13757	37915
^{131}I	5%	246	813	1837
	10%	492	1626	3674

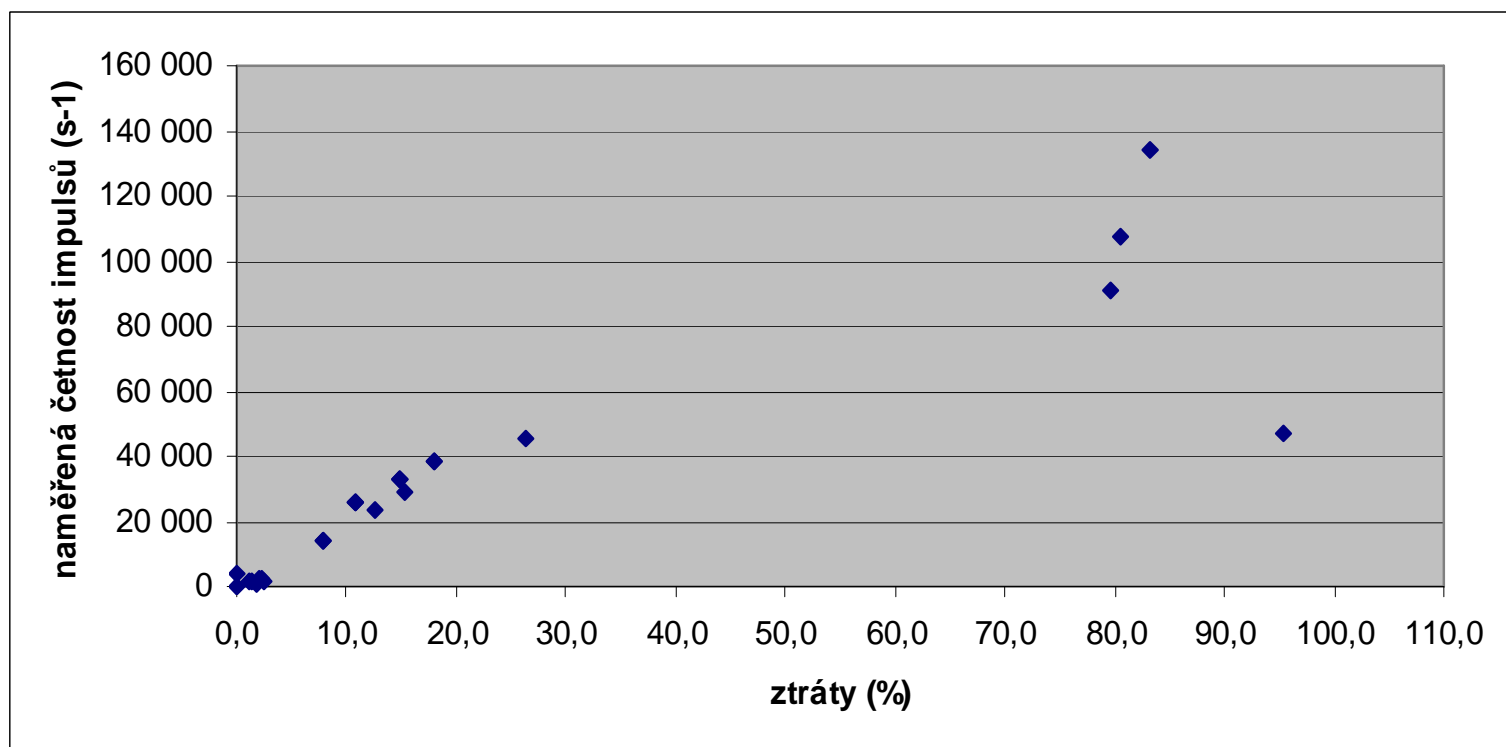
Graf 5b: Grafické vyjádření velikosti ztrát na naměřené četnosti impulsů

Přístroj:	JKA 300
Nastavení:	diferenciální mezi hladinami 115 – 164 keV
Radionuklid:	^{99m} Tc
T 1/2:	6,02 hod = 361,5 min



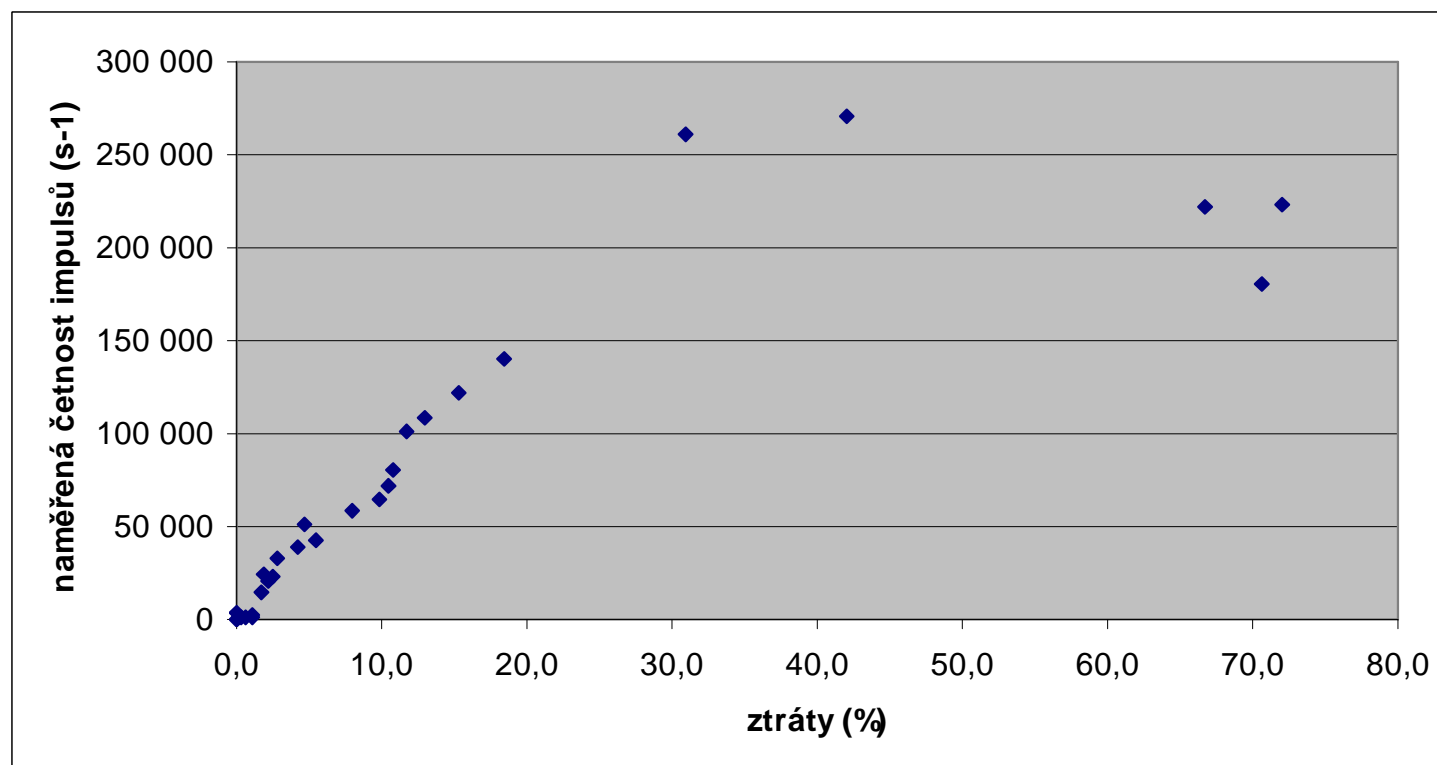
Graf 5c: Grafické vyjádření velikosti ztrát na naměřené četnosti impulsů

Přístroj:	JKA 300
Nastavení:	integrální od hladiny 80 keV
Radionuklid:	^{99m} Tc
T 1/2:	6,02 hod = 361,5 min



Graf 5d: Grafické vyjádření velikosti ztrát na naměřené četnosti impulsů

Přístroj:	JKA 1102
Nastavení:	integrální od hladiny 80 keV
Radionuklid:	^{99m} Tc
T 1/2:	6,02 hod = 361,5 min



6. LITERATURA

- [1] NAVRÁTIL, L . a kol.: *LÉKAŘSKÁ BIOFYZIKA*, 1. vyd. Praha: MANUS, 2000. 356 s. ISBN 80-902318-5-3.
- [2] KUPKA, K.; KUBINYI J.; ŠÁMAL, M. a kol.: *NUKLEÁRNÍ MEDICÍNA*, 1. vyd. Příbram: P3K, 2007. 185s. ISBN 978-80-903584-9-2.
- [3] NOVÁKOVÁ, O.: *DETEKCE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V NUKLEÁRNÍ MEDICÍNĚ (učební texty)*, Ústav nukleární medicíny 1. LF a VFN, Praha 2003. 67 s.
- [4] LANG, O.: *NUKLEÁRNÍ MEDICÍNA 1. základní znalosti*, 1. vyd. Praha: KAROLINUM, 1998. 56 s. ISBN 80-7184-721-6.
- [5] ŠEDA, J.; SABOL, J.; KUBÁLEK, J.: *JADERNÁ ELEKTRONIKA*, 1. vyd. Praha: SNTL, 1977. 322 s. ISBN 04-532-77.
- [6] SÚJB: *SYSTÉM ZABEZPEČENÍ JAKOSTI NA PRACOVIŠTÍCH NUKLEÁRNÍ MEDICÍNY – přístrojová technika*, Praha – Zbraslav, 1999. 46 s. ISBN 80-7073-077-3.
- [7] *ANALYZÁTOR JKA300 návod k obsluze a údržbě*, Praha. 12 s.
- [8] CHERRY, S. R.; SORENSON, Y. A.; PHELPS, M. E.: *PHYSICS IN NUCLEAR MEDICINE*, 3rd ed., SAUNDERS, 2003.
- [9] ŠKRDLA, J.: *STANOVENÍ ROZLIŠOVACÍ DOBY DETEKČÍCH SESTAV V NUKLEÁRNÍ MEDICÍNĚ*, Praha, 2007. 62s. Výzkumný úkol. ČVUT, fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská.

- [10] ŠKRDLA, J.: *STANOVENÍ ROZLIŠOVACÍ DOBY DETEKČÍCH SESTAV V NUKLEÁRNÍ MEDICÍNĚ*, Praha, 2006. 40 s. Rešeršní práce. ČVUT, fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská.
- [11] GERNDT, Josef.: *DETEKTORY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ*, 1. vyd. Praha : Vydavatelství ČVUT, 1996. 164 s. ISBN 80-01-01229-8.
- [12] ULLMANN, V.: *Astronuklfyzika* [online]. c2010 [cit. 2010-04-03]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm>>.
- [13] ROCHA, A. F. G.; HARBERT, J. Ch.: *NUCLEAR MEDICINE : Basic science*, 1. vyd. Philadelphia : Henry Kimpton Publisher, 1978. 412 s. ISBN 0-8121-0630-X.
- [14] GARDNER, R. P.; ELY, R. L. Jr.: *RADIOISOTOPE MEASUREMENT APPLICATIONS IN ENGINEERING*, USA: Reinhold Publishing Corporation, 1967. 483 s.
- [15] HARTMANN W.; BERNHARD F.: *FOTOVERVIELFACHER und ihre Anwendung in der Kernphysik*, Germany, 1957. 188 s.
- [16] BAKOS, K.; HUŠÁK, V.: *NUKLEÁRNÍ MEDICÍNA*, Praha: Avicenum, 1985. 293 s.
- [17] CHROMÁ, Ladislava. *ZÁVISLOST LINEARITY ODEZVY SCINTILAČNÍCH SPEKTROMETRŮ NA AKTIVITĚ*. Praha, 2008. 50 s. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze.

Identifikační záznam:

CHROMÁ, Ladislava. *Vliv energetického rozložení spektra radionuklidů na časovou rozlišovací schopnost scintilačních spektrometrů. [Effect of energy distribution spectrum of radionuclides on pulse resolving time of scintillation spectrometers]*. Praha, 2010. 60 s., 14 příl. Magisterská práce (Mgr.). Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Ústav nukleární medicíny. Vedoucí práce: Nováková, Olga.